

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Simulação Biomecânica de Implantes Dentários
Complexos**

Catarina Cidália Costa Coelho

Dissertação realizada no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Co-orientador: Professor Renato Manuel Natal Jorge


27 Julho, 2018

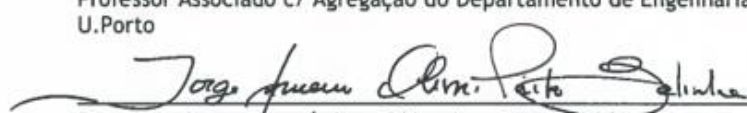
A Dissertação intitulada

“Simulação Biomecânica de Implantes Dentários Complexos”

foi aprovada em provas realizadas em 04-07-2018

o júri


Presidente Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares
Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP -
U.Porto


Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha
Investigador Pós-Doutoramento do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e
Engenharia Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto


Prof. Doutor André Ricardo Maia Correia
Professor Auxiliar da Universidade Católica Portuguesa

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Catarina Cidália Costa Coelho

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

Ao longo dos anos, vários estudos demonstraram que os implantes dentários são a melhor solução para restabelecer a dinâmica dentária natural, tornando-se também num fator relevante na personalização de sorrisos. Com a crescente procura pelos cuidados orais, aproximam-se tempos propícios para a sua contínua evolução.

Apesar dos inúmeros estudos no campo dos implantes dentários, as opiniões dividem-se quanto às características ótimas de um implante e os fatores biomecânicos são a razão principal dessas divergências. Por essa mesma razão, a realização desta dissertação é de extrema importância, pois pode eventualmente contribuir para uma melhor compreensão desses fatores.

Assim, este trabalho tem como objectivo analisar o comportamento do efeito de angulação em modelos bidimensionais de implantes dentários simples e seleccionar, das composições testadas para o implante, qual apresenta resultados mais promissores a nível biomecânico.

Implantes complexos, como são os implantes zigomáticos em barra, são também aqui analisados estruturalmente, fazendo-se variar a sua forma e o número de parafusos de suporte. Compreender a influência da combinação e localização dos parafusos convencionais na prótese maxilar foi o principal objectivo neste estudo tridimensional.

Estudos elastostáticos foram simulados recorrendo a métodos numéricos, nomeadamente, Método de Elementos Finitos (FEM) e dois métodos sem malha, o Método da Interpolação de Ponto Radial (RPIM) e Método da Interpolação de Ponto Radial dos Vizinhos Naturais (NNRPIM). A comparação entre métodos foi realizada.

Os resultados obtidos mostram que os métodos sem malhas são capazes de produzir campos de soluções mais precisos e suaves, demonstrando significativas vantagens para progredir futuramente em inúmeros campos na biomecânica.

Abstract

Over the years, several studies have shown that dental implants are the best solution to restore the natural dental dynamics, also becoming a relevant factor in the personalization of smiles. With the increasing demand for oral care, favorable times for its continuous evolution are approaching.

Despite the numerous studies in the field of dental implants, opinions are divided on the optimal characteristics of an implant and the biomechanical factors are the main reason for these divergences. For this reason, the completion of the dissertation is extremely important because it may eventually contribute to better understand these factors.

Thus, this study aims to analyze the behavior of the angulation effect in two-dimensional models of single dental implants and to select, from the compositions tested for the implant, which presents more promising results at the biomechanical level. Complex implants, zygomatic bar implants, are also studied in order to test their shape and their number of supports. Understanding the influence of the combination and location of the implants' screws on the maxillary prosthesis was the main objective in this three-dimensional study.

Elastoestatic studies were simulated using numerical methods, namely Finite Element Method and two meshless methods, the Radial Point Interpolation Method (RPIM) and the Natural Neighbor Radial Point Interpolation Method (NNRPIM). The comparison between methods was performed.

The obtained results show that the meshless methods are able to produce fields of solutions more precise and smooth, showing significant advantages that will allow future progresses in numerous fields in the biomechanics.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, o meu agradecimento especial ao meu orientador, Professor Jorge Belinha, pelo constante apoio, dedicação e disponibilidade. Pelos desafios propostos que me motivaram a cada dia, pelas opiniões críticas que me ajudaram a crescer, pelo conquistar de mais uma etapa na minha vida.

Ao meu co-orientador, Renatal Natal, um muito obrigado, pela colaboração prestada.

Aos meus pais, modelos de coragem e determinação, que sempre me fizeram acreditar que devemos seguir os nossos sonhos, por mais duro e árduo que seja o caminho.

À minha querida irmã, sim a ti que apesar de chatinha, estás sempre lá para tudo o que eu precisar, contribuindo para que a cada dia que passa me torne uma pessoa mais forte e capaz.

À minha menina, Larinha, pelas tuas brincadeiras, por me alegrares em todos os momentos mais difíceis, por preencheres o meu mundo com mais luz e cor.

Ao meu Pedro, pelo amor incondicional, pelas palavras de incentivo, pelas partilhas de lágrimas e sorrisos, por nunca me deixar baixar os braços.

À minha Claudete, pelos conselhos sábios, pela energia contagiante que me levantava a cada recaída.

À minha Té pelas horas e horas de desabafos.

Às minhas colegas de curso, Helena, Gabriela e Sara pelo companheirismo.

A Deus por permitir que tudo isto fosse possível.

Agradecimentos Institucionais

O autor reconhece verdadeiramente as condições de trabalho proporcionadas pela Divisão de Mecânica Aplicada (SMAp) do Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), e pelo projecto MIT-Portugal “MIT-EXPL/ISF/0084/2017”, financiado pelo Massachusetts Institute of Technology (EUA) e pelo “Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia” (Portugal).

Além disso, os autores agradecem o financiamento do Projeto NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Ciência e Tecnologia para Indústrias Competitivas e Sustentáveis, cofinanciado pelo Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

Por fim, o autor reconhece a colaboração sinérgica com os colaboradores do Laboratório de Investigação em Mecânica Computacional CMEC-Lab (ISEP/FEUP/INEGI), e o seu director, Prof.Dr. Jorge Belinha e seus assessores seniores, Prof.Dr. Renato Natal Jorge e Prof.Dr. Lúcia Dinis

“É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota.”

(Theodore Roosevelt)

Índice

Resumo	iv
Abstract.....	vi
Agradecimentos	viii
Agradecimentos Institucionais	x
Índice	xiv
Lista de Figuras	xviii
Lista de Tabelas.....	xxv
Lista de Abreviaturas	xxix
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 - Motivação	2
1.2 - Objetivos	2
1.3 - Estrutura do Documento.....	2
Capítulo 2	4
Anatomia e Biologia do Osso.....	4
2.1 - Morfologia do Osso	4
2.1.1 - Ossos Faciais.....	5
2.1.1.1 - Maxila.....	6
2.1.1.2 - Mandíbula.....	8
2.1.1.3 - Tecidos Periodontais.....	9
2.2 - Estrutura do Osso	12
2.2.1 - Densidade Óssea	13
2.3 - Composição do Osso.....	15
2.4 - Propriedades do Tecido Ósseo.....	16
Capítulo 3	20
Implantes Dentários	20
3.1 - Impacto Socioeconómico	21
3.2 - Constituição de Implantes Dentários	23

3.3 - Tipos e Características de Implantes Dentários	26
3.4 - Materiais utilizados em Implantes Dentários.....	29
3.5 - Reabilitações para o Edentulismo e Atrofia Óssea	32
Capítulo 4	35
Métodos Numéricos	35
4.1 - Método de Elementos Finitos	35
4.2 - Métodos sem Malha	36
4.2.1 - Procedimento Genérico dos Métodos sem Malha	37
4.2.2 - Conectividade Nodal	38
4.2.2.1 - RPIM.....	38
4.2.2.2 - NNRPIM	39
4.2.3 - Integração Numérica	41
4.2.3.1 - RPIM.....	41
4.2.3.2 - NNRPIM	44
4.2.4 - Funções de Interpolação.....	45
Capítulo 5	48
Fundamentos da Mecânica dos Sólidos.....	48
5.1 - Fundamentos	48
5.2 - Forma Fraca	50
5.2.1 - Forma Fraca de Galerkin	51
5.3 - Sistema Discreto de Equações	53
Capítulo 6	56
Análise Computacional de Implantes Dentários	56
6.1 - Método de Elementos Finitos	56
6.1.1 - Evolução dos Modelos de Análise.....	57
6.1.2 - Modelação e Propriedades do Tecido Ósseo	57
6.1.3 - Sistema de Forças.....	59
6.1.4 - Condições de Fronteira	60
6.1.5 - Dimensões e Tipos de Implantes	60
6.1.6 - Propriedades dos Materiais dos Implantes.....	61
6.2 - Métodos sem Malha	62
6.2.1 - Evolução nos Modelos de Análise.....	62
Capítulo 7	64
Trabalho Prático Preliminar.....	64
7.1 - Criação do Modelo Geométrico.....	64
7.2 - Materiais e Cargas Aplicadas.....	65
7.3 - Resultados.....	66
Capítulo 8	71
Exemplos Numéricos	71
8.1 - Modelos Geométricos Bidimensionais	71
8.1.1 - Estudo de Convergência	72
8.1.1.1 - Resultados e Discussão	73
8.1.2 - Efeito de Angulação nos Implantes Dentários.....	74
8.1.2.1 - Resultados e Discussão	75
8.2 - Modelos Geométricos Tridimensionais	85
8.2.1 - Implantes Complexos.....	85
8.2.1.1 - Resultados e Discussão	87
Capítulo 9	93
Conclusões e Trabalhos Futuros	93

Referências	94
Anexo 1	106
Anexo 2	116
Anexo 3	128
Anexo 4	133
Anexo 5	140
Anexo 6	146

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Grupos principais de formas ósseas [6].	5
Figura 2.2 - Constituição da cabeça: Divisão em ossos faciais e em ossos craniais (adaptado [8]).	6
Figura 2.3 - Maxila direita e suas estruturas: (a) superfície anterior e lateral (b) superfície medial [9].	7
Figura 2.4 - Processo palatino da maxila com evidência dos alvéolos dentários (A) juntamente com as placas horizontais dos ossos palatinos que (B) formam a parte anterior do teto da cavidade bucal [10].	7
Figura 2.5 - Constituição anatômica da mandíbula humana: (a) superfície superior e lateral, (b) superfície medial da metade direita da mandíbula [8].	8
Figura 2.6 - Constituição da articulação temporomandibular; (A) relacionamento de vários compartimentos da articulação temporomandibular e o ligamento capsular, (B) visão lateral da cápsula articular e (C) visão medial que ilustra a localização e a ligação dos ligamentos da articulação temporomandibular [14].	8
Figura 2.7 - Músculos envolvidos nos movimentos de mastigação executados pela articulação temporomandibular (adaptado [11]).	9
Figura 2.8 - Constituição do dente onde são visualizados os tecidos periodontais [16].	10
Figura 2.9 - Ilustração da gengiva evidenciando as visões faciais e laterais (adaptado [16]).	10
Figura 2.10 - Distribuição dos tipos de cimento [16].	11
Figura 2.11 - Organização das principais fibras do periodonto; (a) fibras que constituem o ligamento periodontal, (b) fibras que constituem a gengiva [16].	11
Figura 2.12 - Ilustração detalhada do tecido ósseo [6].	13

Figura 2.13 - Classificação da qualidade óssea [22].	13
Figura 2.14 - Grupos de densidade óssea [23].	14
Figura 2.15 - Disposição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula [21].	14
Figura 2.16 - Processos de remodelação óssea. Em 1 observa-se a etapa de activação em 2 a reabsorção em 3 a reversão em 4 a formação óssea e em 5 a terminação [6].	16
Figura 3.1 - Previsão do crescimento global das vendas de implantes dentários e acessórios de 2005 a 2040 [34].	22
Figura 3.2 - Constituição de um implante dentário [44].	23
Figura 3.3 - (A) Diagrama tridimensional da interface osso-implante que mostra uma visão geral da zona interfacial intacta ao redor do implante osseointegrado; (B) evolução fisiológica da biologia da interface ao longo do tempo [17].	24
Figura 3.4 - Diagrama que representa as naturezas de escala e tempo dos diferentes fenómenos ocorrendo durante a osseointegração de um implante dentário. Consideram-se três grupos de fatores: os fatores relativos às propriedades dos implantes (linha tracejada), ao cirurgião (linha pontilhada) e os relacionados às propriedades ósseas (linha contínua) [54].	25
Figura 3.5 - Tipos de implantes de acordo com sua relação com o osso [41].	26
Figura 3.6 - Tipos de espiras de implantes dentários utilizados em uso clínico [61].	27
Figura 3.7 - Tipos de implantes dentários [57],[61],[62].	28
Figura 3.8 - Ilustração da aplicação do conceito all-in-four, onde (a) representa a vista oclusal, (b) vista frontal e (c) vista lateral, e o conceito all-in-six onde (d) representa a vista oclusal, (e) vista frontal e (f) vista lateral [86].	32
Figura 3.9 - (a) Implante convencional com angulação de 30° e (b) implantes zigomáticos e suas características [88].	33
Figura 3.10 - Ilustração da inserção dos implantes zigomáticos em conceito all-in-four. (a) Dois implantes zigomáticos e dois convencionais e (b) quatro implantes zigomáticos [85].	34
Figura 4.1 - Exemplo de uma malha discretizada para o FEM, (a) original, e (b) malha obtida após discretização.	36
Figura 4.2 - Discretização nodal do domínio do problema: (a) domínio sólido; (b) discretização nodal regular; (c) discretização nodal irregular [6].	38

Figura 4.3 - Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) domínio de influência de forma retangular fixa, (b) domínio de influência de forma circular fixa e (c) domínio de influência de forma circular flexível [6].	39
Figura 4.4 - (a) Conjunto nodal inicial, (b) primeiro plano experimental, (c) segundo plano experimental, (d) célula provisória de Voronoï, (e) célula de Voronoï do nó <i>no</i> e (f) diagrama de Voronoï [6].	40
Figura 4.5 - (a) Células de influência de primeiro grau, (b) células de influência de segundo grau e (c) representação das sub-células que formam a célula de Voronoï e a representação esquemática de pontos de integração 4x4 dentro de uma sub-célula [106].	41
Figura 4.6 - (a) Malha de integração gaussiana e (b) transformação do quadrilátero inicial em uma forma quadrada isoparamétrica e aplicação da regra do ponto de quadratura 2x2 [6].	42
Figura 5.1 - Componentes de tensão independentes no volume cúbico infinitesimal [97]. ...	49
Figura 5.2 - Sólido contínuo sujeito a forças do corpo e de superfície aplicadas [6].	51
Figura 6.1 - Publicações ao longo do tempo relacionadas ao método de elementos finitos no estudo de implantes dentários (Dados retirados da base de dados SCOPUS).	56
Figura 6.2 - Correlação entre o módulo de elasticidade e as densidades ósseas [50].	58
Figura 6.3 - Forças horizontal, vertical e oblíqua [60].	59
Figura 7.1 - Modelos geométricos alcançados no decorrer das etapas e a malha utilizada nas simulações (a) SOLIDWORKS®: Construção do modelo geométrico 3D do implante, (b) MIMICS®: Segmentação da mandíbula 3D e posterior obtenção de um fragmento desta; (c) MIMICS®: Implantação da posição pretendida do implante no modelo geométrico; (d) 3-MATIC®: Criação de uma malha triangular de elementos; (e) FEMAS®: Análise FEM.	65
Figura 7.2 - (a) Representação esquemática das forças aplicadas no modelo geométrico, (b) identificação dos materiais e condições de fronteiras utilizadas no modelo geométrico. Material 1: Titânio; Material 2: Tecido ósseo cortical; Material 3: Tecido ósseo trabecular.	66
Figura 7.3 - Representação esquemática dos pontos de interesse utilizados na simulação. P_1, P_2 e P_3 são os pontos de interesse selecionados na zona anterior à interface osso-implante, P_4, P_5 e P_6 são os pontos selecionados na zona posterior da interface osso-implante e o P_7 e P_8 os pontos intervenientes para a determinação do deslocamento relativo à compressão do implante dentário.	66
Figura 7.4 - Distribuição da tensão de von Mises ao longo dos pontos de interesse relativos ao tecido ósseo mandibular.	67

Figura 7.5 - Distribuição da tensão de von Mises ao longo dos pontos de interesse do implante dentário.	67
Figura 7.6 - Mapas de cores relativos à distribuição da tensão de von Mises [MPa] para o implante e tecido ósseo mandibular conforme a variação do ângulo.	68
Figura 8.1 - Modelos, com variação no número de nós, utilizados no estudo de convergência.	72
Figura 8.2 - Condições de fronteiras e cargas aplicadas.	Erro! Marcador não definido.
Figura 8.3 - Deslocamento vertical sofrido em função da discretização nodal do modelo geométrico, para a carga aplicada: Carga 1-Carga de 1N a 84.29°.	73
Figura 8.4 - Modelos geométricos com as diferentes combinações entre pilar e implante e identificação dos componentes: 1-Implante, 2-Camada óssea cortical, 3-Camada óssea trabecular e 4-Gengiva.	74
Figura 8.5 - Linha continua correspondente à região posterior à interface osso-implante para cada um dos modelos em estudo, utilizando os dados obtidos pelo método sem malha, NNRPIM, da σ_{ef}	79
Figura 8.6 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	80
Figura 8.7 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	80
Figura 8.8 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	81
Figura 8.9 - Ilustração dos pontos de interesse selecionados para cada modelo geométricos através dos resultados obtidos, pelo NNRPIM, da tensão efetiva.	82
Figura 8.10 - σ_{ef} obtida para os pontos de interesse selecionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.	82
Figura 8.11 - σ_{11} obtida para os pontos de interesse selecionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.	83
Figura 8.12 - σ_{22} obtida para os pontos de interesse selecionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.	83
Figura 8.13 - Design dos três modelos tridimensionais estudados.	85
Figura 8.14 - Densidade nodal para os três modelos tridimensionais testados.	86

Figura 8.15 - Ilustração das cargas aplicadas para os modelo 3D.	86
Figura 8.16 - Identificação das diferentes combinações de implantes, casos mecânicos, que foram testados para os três modelos geométricos, utilizando como exemplo o modelo geométrico 1.	87
Figura 8.17 - Pontos de interesse selecionados na análise numérica. P_1 , P_2 , P_3 , P_4 e P_5 foram os pontos escolhidas para o estudo das tensões e P_6, P_7, P_8 para o estudo do deslocamento.	87
Figura 8.18 - Valores da σ_{ef} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.	91
Figura 8.19 - Valores da σ_{11} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.	91
Figura 8.20 - Valores da σ_{11} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.	92
Figura A.2.1 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	117
Figura A.2.2 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	117
Figura A.2.3 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	118
Figura A.2.4 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	118
Figura A.2.5 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	119
Figura A.2.6 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	119
Figura A.2.7 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	120

Figura A.2.8 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	120
Figura A.2.9 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	121
Figura A.2.10 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	121
Figura A.2.11 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	122
Figura A.2.12 - Representação gráfica, do material Ti-Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	122
Figura A.2.13 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	123
Figura A.2.14 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	123
Figura A.2.15 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	124
Figura A.2.16 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	124
Figura A.2.17 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	125
Figura A.2.18 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	125
Figura A.2.19 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.	126

Figura A.2.20 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados. 126

Figura A.2.21 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados. 127

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Coeficientes da Lei de Lotz [6].	17
Tabela 2.2 - Coeficientes da lei de Belinha [6].	18
Tabela 2.3 - Propriedades biomecânicas do osso [19].	19
Tabela 3.1 - Projeção da população dos Estados Unidos da América (em milhares) [34].	22
Tabela 3.2 - Classificação para as dimensões de implantes dentários [63].	28
Tabela 3.3 - Metais e ligas metálicas utilizadas em implantes dentários e suas propriedades mecânicas [19],[33],[59],[69],[72],[73],[75].	30
Tabela 3.4 - Características de materiais cerâmicos para aplicações em implantes dentários [19],[59],[72],[79],[80].	31
Tabela 4.1 - Coordenadas dos pontos de integração e pesos para as "células" triangulares. ...	42
Tabela 4.2 - Coordenadas dos pontos de integração e pesos para as "células" dos quadriláteros.	43
Tabela 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações [170].	65
Tabela 7.2 - Tensão de von Mises máxima [MPa] referente aos pontos P_1 , P_2 e P_3 relativos ao tecido ósseo mandibular e P_4 , P_5 e P_6 ao implante dentário.	69
Tabela 7.3 - Deslocamento sofrido relativamente à componente em z entre os ponto P_7 e P_8	70
Tabela 8.1 - Densidade nodal para cada modelo geométrico.	75
Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise numérica.	75
Tabela 8.3 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.	76

Tabela 8.4 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.	77
Tabela 8.5 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.	78
Tabela 8.6 - Campos de deslocamento obtido para os diferentes métodos utilizados e para as diferentes condições impostas. Valores em mm.	84
Tabela 8.7 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.	88
Tabela 8.8 - Mapas de cores da σ_{11} [Mpa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.	88
Tabela 8.9 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.	90
Tabela A.1.1 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.	107
Tabela A.1.2 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.	108
Tabela A.1.3 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.	109
Tabela A.1.4 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.	110
Tabela A.1.5 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.	111
Tabela A.1.6 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.	112
Tabela A.1.7 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material CFR-PEEK.	113
Tabela A.1.8 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material CFR-PEEK.	113
Tabela A.1.9 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material CFR-PEEK.	115
Tabela A.3.1 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P ₁ , em cada um dos modelos geométricos.	129
Tabela A.3.2 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P ₂ , em cada um dos modelos geométricos.	130
Tabela A.3.3 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P ₃ , em cada um dos modelos geométricos.	131
Tabela A.3.4 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P ₄ , em cada um dos modelos geométricos.	132
Tabela A.4.1 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.	134

Tabela A.4.2 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.	135
Tabela A.4.3 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.	136
Tabela A.4.4 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.	137
Tabela A.4.5 - Mapas de cores da σ_{11} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.	138
Tabela A.4.6 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.	139
Tabela A.5.1 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P1. Valores em MPa.	141
Tabela A.5.2 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P ₂ . Valores em MPa.	142
Tabela A.5.3 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P ₃ . Valores em MPa.	143
Tabela A.5.4 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P ₄ . Valores em MPa.	144
Tabela A.5.5 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P ₅ . Valores em MPa.	145
Tabela A.6.1 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P ₆ . Valores em mm.	147
Tabela A.6.2 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P ₇ . Valores em mm.	148
Tabela A.6.3 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P ₈ . Valores em mm.	149

Lista de Abreviaturas

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
DEM	Diffuse Element Method
DICOM	Digital Imaging and Commucations in Medicine
EFGM	Element Free Galerkin Method
FEM	Finite Element Method
FEMAP	Finite Element Modeling And Postprocessing
FEMAS	Finite Element and Meshless Method Analysis Software
FPM	Finite Point Method
MIMICS	Materialise Interactive Medical Image Control System
MQ	Multiquadratic
NEM	Natural Element Method
NNFEM	Natural Neighbour Finite Element Method
NNRPIM	Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method
NREM	Natural Radial Element Method
PIM	Point Interpolation Method
RBF	Radial Basis Function
SED	Strain Energy Density
SPH	Smooth Particle Hydrodynamics
STL	Stereo Lithography
MLPG	Meshless Local Petrov-Galerkin
PEEK	Polyether ether ketone
RBFM	Radial Basis Function Method
RKPM	Reproducing Kernel Particle Method
RPI	Radial Point Interpolators
RPIM	Radial Point Interpolation Method

Capítulo 1

Introdução

Com a procura incessante da “perfeição”, o sorriso torna-se num dos fatores mais importantes para o ser humano, sendo o seu cuidado e tratamento um fator indispensável. Ao longo dos anos é inevitável escapar à carência dentária. A alimentação desequilibrada, a falta de cuidados de higiene oral e o tabagismo são algumas das causas que agravam esse procedimento, podendo contribuir para o aparecimento de patologias, tais como a cáries dentárias e doenças periodontais.

Atualmente, os implantes dentários são a melhor solução para a ausência dentária [1]. Um implante dentário é um dispositivo artificial biocompatível que é inserido no tecido ósseo mandibular/maxilar [2], devolvendo ao paciente a saúde biológica dos tecidos orais, função, conforto e estética.

No final da década de 1960, Branemark e colaboradores, demonstraram que implantes dentários foram amplamente utilizados para a reabilitação de pacientes completamente e parcialmente edêntulos e o uso dos mesmos revolucionou as modalidades de tratamento dentário, fornecendo excelentes resultados a longo prazo [3],[4]. Desde então, novas soluções foram propostas e testadas, e os implantes dentários representam um dos avanços científicos mais significativos em medicina dentária nos últimos 30 anos [5].

Do ponto de vista biomecânico, o fator-chave para o sucesso de um implante dentário, depende de como as tensões e deformações são transmitidas para os tecidos circundantes. Estas distribuições de tensões e deformações são afetadas por inúmeras variáveis, tais como, geometria, dimensões e propriedades do material, condições de carga, natureza da interface osso-implante e a densidade óssea [1],[2],[3],[5]. Relacionar todas estas variáveis, de modo a ir ao encontro de uma solução ideal, torna-se uma tarefa desafiante.

Assim, estudos de investigação podem ser realizados recorrendo à mecânica computacional, através de uma análise baseada em métodos numéricos discretos. Esta dissertação proporcionou a publicação de dois artigos: “Computational structural analysis of dental implants using radial point interpolation meshless methods” e “The biomechanical simulation of a zygomatic bar implant using meshless methods” no Livro “Biodental Engineering V” publicado por Taylor e Francis. Cada artigo tem o seu próprio DOI e está indexado no banco de dados SCOPUS.

Neste capítulo é apresentada a motivação e os objetivos desta dissertação, bem como a organização deste documento.

1.1 - Motivação

A simulação biomecânica é uma área fascinante capaz de oferecer respostas para qualquer tipo de problema que a nossa imaginação seja capaz de arquitetar. Cada vez mais a tecnologia está patente no nosso dia-a-dia e os softwares de engenharia tornam-se indispensáveis.

O recurso a métodos numéricos veio revolucionar a ciência atual, deixando para trás estudos experimentais, que além de dependerem muito de pressupostos (devido à impossibilidade de obter modelos experimentais em seres humanos) requerem tempo de resposta e custo bastante elevado. A técnica de discretização mais utilizada até ao momento é o método de elementos finitos. Contudo, geralmente, o FEM apresenta algumas perturbações numéricas no campo de tensão obtido, particularmente em zonas de descontinuidades e áreas de mudança de material. Portanto, para suprimir esta necessidade, a comunidade científica dedicou-se ao desenvolvimento de outros métodos de discretização, tais como os métodos sem malha, os quais são mais flexíveis e precisos, especialmente na obtenção do campo de tensão e deformação.

Esta técnica inovadora está a dar os primeiros passos, não havendo ainda literatura relevante sobre a temática da simulação biomecânica de implantes orais utilizando métodos sem malha. Adicionalmente, os métodos sem malha têm a potencialidade de contribuir com análises mais precisas, permitindo dimensionar novas soluções e melhorar assim as performances clínicas na área da implantologia.

1.2 - Objetivos

O objetivo principal deste projeto é desenvolver modelos numéricos bidimensionais de implantes dentários simples com angulação e modelos tridimensionais complexos e prever o seu comportamento biomecânico e das diversas estruturas adjacentes, usando técnicas de discretização avançadas: os métodos sem malha.

Portanto, para atingir esse objetivo, foram estipulados vários objetivos secundários, tais como:

- Definir o estado da arte em relação aos implantes dentários, averiguando as suas características e propriedades;
- Construir vários modelos de implantes dentários 2D/3D, simulando a interface osso-implante bem como todas as estruturas circundantes, não considerando apenas projetos existentes, mas também propondo novas soluções;
- Realizar uma análise biomecânica dos modelos construídos;
- Estender os métodos sem malha para realizar a análise biomecânica, apresentando uma reflexão crítica relativamente aos resultados obtidos.

1.3 - Estrutura do Documento

Esta dissertação é composta por 9 capítulos principais: Introdução, Anatomia e Biologia do Osso, Implantes Dentários, Métodos Numéricos, Fundamentos da Mecânica dos Sólidos, Análise Computacional de Implantes Dentários, Trabalho Prático Preliminar, Exemplos e Conclusões e Trabalhos Futuros.

No primeiro capítulo, **Introdução**, é apresentado o tema em estudo e os principais objetivos do trabalho são propostos.

O segundo capítulo, **Anatomia e Biologia do Osso**, centra-se nos conceitos básicos da anatomia e biologia do osso, especificando as suas características mecânicas. A anatomia da maxila, mandíbula e tecidos periodontais também são apresentadas.

O terceiro capítulo, **Implantes Dentários**, descreve as razões que levam à ausência dentária e o impacto socioeconómico é demonstrado. Os tipos, geometrias e características biomecânicas de implantes dentários são abordados. Posteriormente é retratada a reabilitação de pacientes recorrendo à combinação de implantes dentários para solucionar problemas de elevada complexidade anatómica.

O quarto capítulo retrata os **Métodos Numéricos** que podem ser utilizados nas simulações biomecânicas, descrevendo brevemente as suas formulações.

No quinto capítulo, **Fundamentos da Mecânica dos Sólidos**, os conceitos da mecânica dos sólidos são desenvolvidos. A formulação fraca é apresentada e o sistema discreto de equações é obtido.

O sexto capítulo estende-se numa **Análise Computacional de Implantes Dentários** que percorrendo os métodos numéricos retratam o desenvolvimento que estes biomateriais tiveram para a contínua evolução clínica.

O **Trabalho Prático Preliminar** é exposto no capítulo 7. Este trabalho explora as potencialidades da simulação, que vai deste a concepção do modelo geométrico de uma secção mandibular com um implante dentário até à sua análise pelo método dos elementos finitos.

O capítulo 8 apresenta os **Exemplos Numéricos** desenvolvidos nesta dissertação. Vários modelos numéricos, 4 modelos bidimensionais e 3 modelos tridimensionais foram construídos e analisados e os seus respectivos resultados são apresentados.

Por último, no capítulo 9, **Conclusões e Trabalhos Futuros**, as principais conclusões deste trabalho são realizadas, juntamente com propostas de trabalhos que futuramente poderão ser desenvolvidos.

Capítulo 2

Anatomia e Biologia do Osso

O osso é um dos tecidos mais complexos e dinâmicos do corpo humano. Estando sujeito a uma mudança permanente em resposta a diferentes estímulos associados à atividade fisiológica diária, o tecido ósseo participa continuamente num processo de remodelação, tendo a capacidade de adaptação e auto-reparação. Assim, de modo a preservar a sua integridade, este otimiza a sua função e previne a sua degradação [6].

Os ossos desempenham funções biológicas de extrema importância para o funcionamento do corpo humano, nomeadamente **funções mecânicas**, *proteção*: ossos protegem os órgãos internos e tecidos moles, *sustentação*: o esqueleto suporta todo o corpo humano dando origem à forma humana e *locomção*: ossos, articulações, ligamentos, tendões e músculos são acionados conjuntamente para permitir gerar movimento no corpo; e **funções metabólicas**, *armazenamento mineral*: os ossos são responsáveis por armazenar minerais de extrema importância para o corpo humano (cálcio e fósforo), *armazenamento energético*: a energia é armazenada nas células adiposas da medula óssea amarela e *produção de células sanguíneas*: leucócitos, eritrócitos e plaquetas são produzidos na medula óssea vermelha [6], [7].

Assim, neste capítulo são apresentados conceitos básicos da anatomia e biologia do osso. A morfologia, estrutura, composição, remodelação e propriedades mecânicas do tecido ósseo, bem com a anatomia da maxila, mandíbula e os tecidos periodontais são evidenciados.

2.1 - Morfologia do Osso

No que diz respeito à forma (comprimento, largura e espessura), os ossos podem ser classificados em quatro grupos principais:

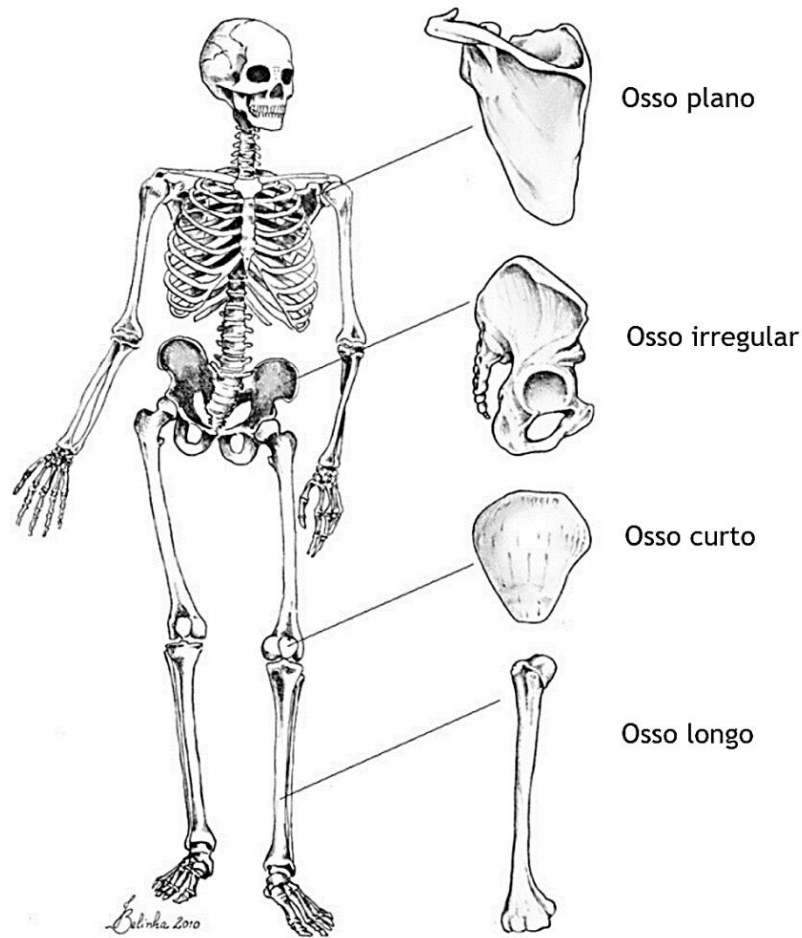


Figura 2.1 - Grupos principais de formas ósseas [6].

Os ossos longos, como o fêmur e tibia, cujo comprimento é maior do que a sua largura e espessura, são divididos pelo corpo, diáfise, e por duas extremidades, a epífise superior e inferior [6].

Os ossos curtos têm dimensões relativamente equilibradas, são formados por osso trabecular na parte central e por uma camada de osso cortical na periferia. Exemplos são ossos do tornozelo e pulso.

Os ossos planos possuem uma espessura inferior em relação à largura e comprimento, não apresentando diáfise ou epífise. Apresentam essencialmente na sua constituição duas camadas finas de tecido ósseo cortical envolvendo osso trabecular, onde a medula óssea vermelha está localizada. Exemplos são ossos cranianos e escápula.

Os ossos irregulares não apresentam relação entre as dimensões, possuem formas complexas e quantidades variáveis de osso trabecular e de osso cortical. Exemplos são a mandíbula e vertebras.

2.1.1 - Ossos Faciais

A face é constituída por 14 ossos (ossos pares: maxila, palatino, nasal, concha nasal inferior, zigomático, lacrimal e por ossos ímpares: vómer e mandíbula) sendo responsáveis pela aparência e intervêm ativamente em funções de respiração e mastigação. A maxila está

interligada por articulações fibrosas, suturas, aos outros ossos que constituem a cabeça com a exceção da mandíbula que é unida ao crânio pela articulação sinovial, articulação temporomandibular. A maxila e a mandíbula são ossos irregulares que constituem os maxilares superior e inferior, respectivamente [8],[9].

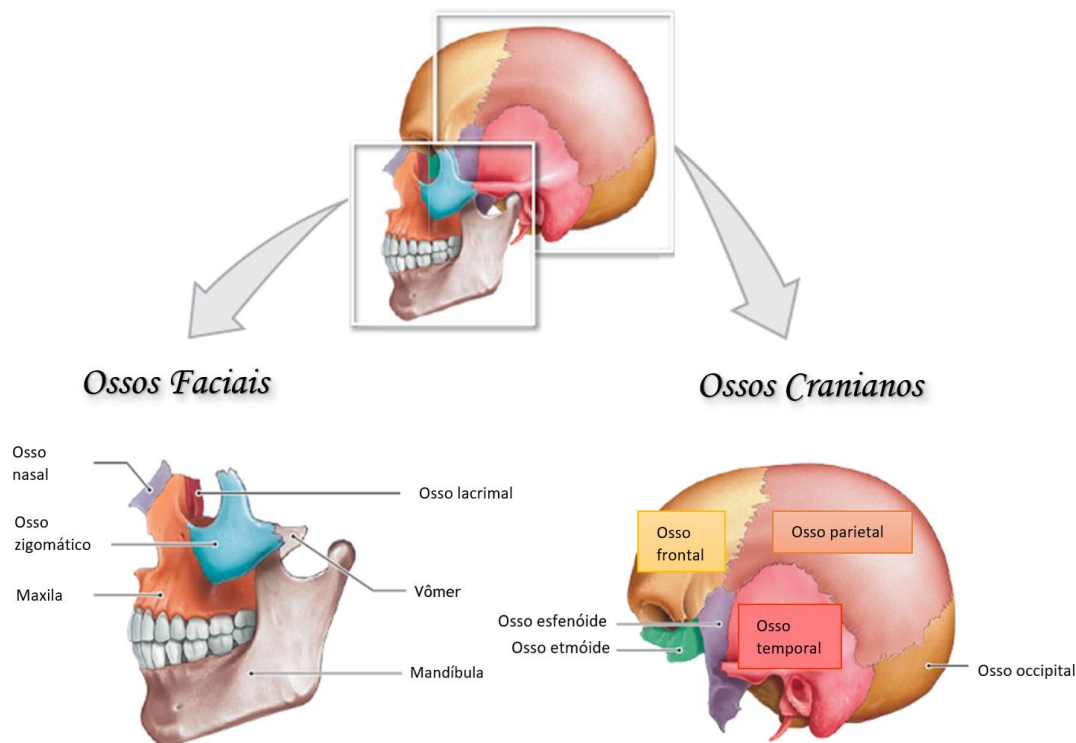


Figura 2.2 - Constituição da cabeça: Divisão em ossos faciais e em ossos craniais (adaptado [8]).

2.1.1.1 - Maxila

A maxila, a componente fixa do sistema mastigatório, é dividida em maxila direita e esquerda que juntas formam o maxilar superior. Cada osso da maxila é constituído por um **corpo**, que apresenta quatro superfícies: anterior (facial), posterior (infratemporal), orbital e nasal, e **quatro processos**: processo frontal, processo zigomático, processo palatino e processo alveolar [10].

O corpo é protegido por músculos faciais e contem um grande seio maxilar localizado nas regiões laterais ao nariz. Os seios maxilares suavizam o tecido ósseo maxilar, dando-lhe uma leveza considerável, devido à sua cavidade pneumática, e produzem secreções mucosas que libertam as superfícies inferiores das cavidades nasais. A superfície orbital fornece proteção para o olho e para as restantes estruturas na órbita. O forame infra-orbital penetra na superfície orbital e é responsável pelo caminho de um nervo sensorial principal do rosto [10].

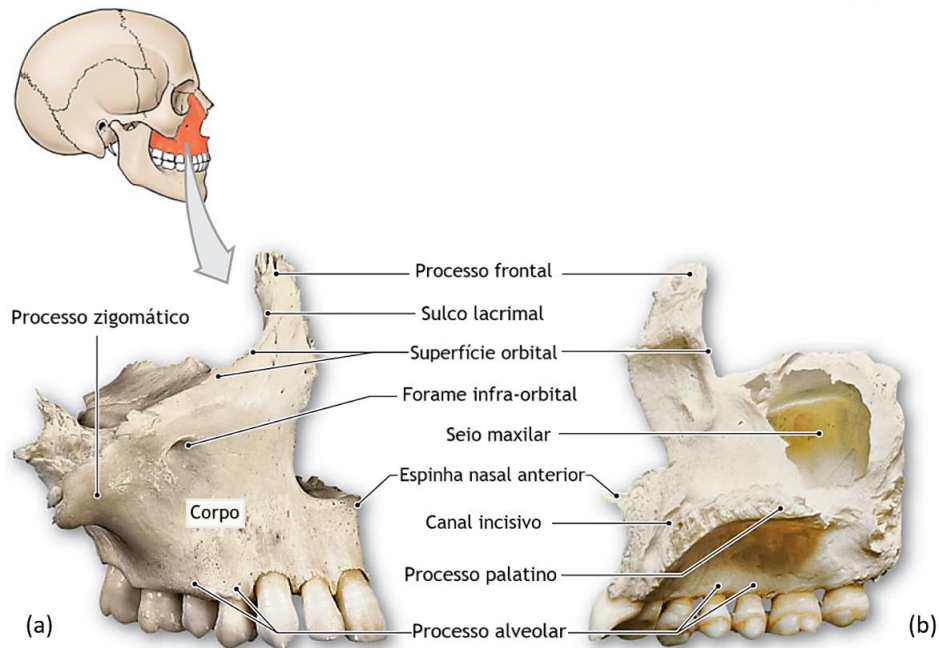


Figura 2.3 - Maxila direita e suas estruturas: (a) superfície anterior e lateral (b) superfície medial [9].

O processo frontal de cada maxila articula-se superiormente com o osso frontal, anteriormente com o osso nasal e posteriormente com o osso lacrimal, contribuindo para a formação da parede lateral do nariz. O processo zigomático estende-se lateralmente com o osso zigomático para participar na formação da bochecha. O processo palatino articula-se posteriormente num plano horizontal com o osso palatino e forma a maior parte anterior do teto da cavidade bucal. O processo alveolar junta-se medialmente com o processo palatino e lateralmente com o processo zigomático. Este encontra-se inferiormente no corpo de cada maxila, que envolve as raízes dos dentes, formando um alvéolo dentário característico em cada dente, oferecendo suporte ósseo dentro dos receptores ósseos. A forma do alvéolo está relacionada às demandas funcionais aplicadas nos dentes. Quando um dente é perdido, o alvéolo que suporta esse mesmo dente perdido sofre reabsorção. Se eventualmente todos os dentes forem perdidos, o processo alveolar fica completamente reabsorvido [8],[11],[12].

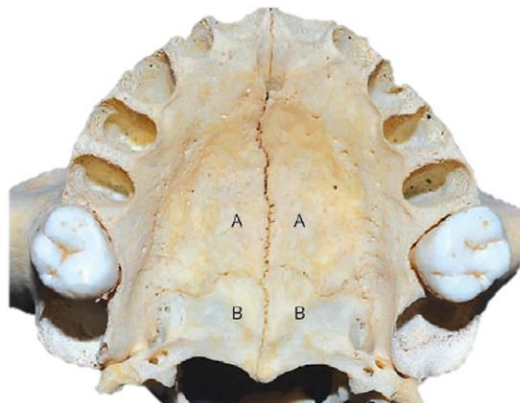


Figura 2.4 - Processo palatino da maxila com evidência dos alvéolos dentários (A) juntamente com as placas horizontais dos ossos palatinos que (B) formam a parte anterior do teto da cavidade bucal [10].

2.1.1.2 - Mandíbula

A mandíbula é o maior e o mais forte dos ossos que constituem a área facial. O osso mandibular pode ser dividido em três partes: **um corpo**, que apresenta duas superfícies: interna e externa, e duas extremidades: superior e inferior, que suportam os dentes e o seu processo alveolar associado, alinhado horizontalmente, **dois ramos ascendentes** que se encontram com o corpo num ângulo da mandíbula, alinhados verticalmente, e em **dois processos**: processo condilar e processo coronóide [8],[13].

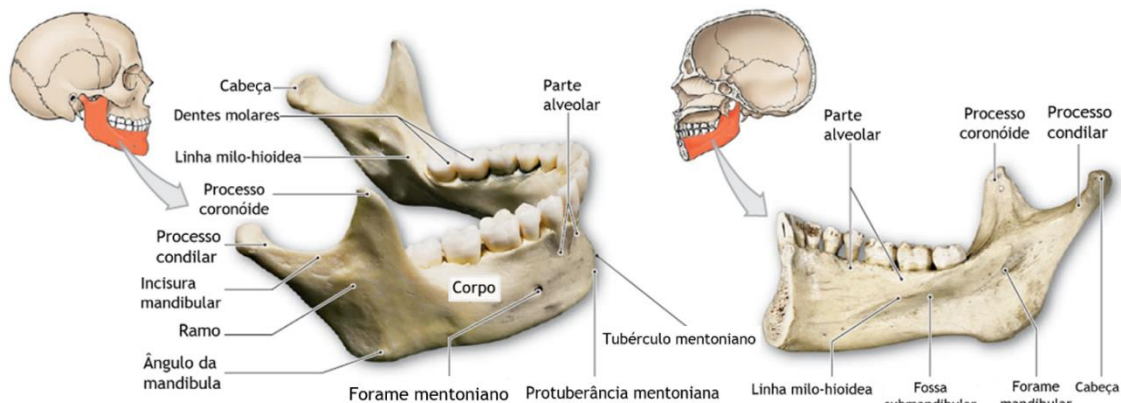


Figura 2.5 - Constituição anatômica da mandíbula humana: (a) superfície superior e lateral, (b) superfície medial da metade direita da mandíbula [8].

A mandíbula é o único osso móvel da cabeça, e é anexada aos ossos cranianos apenas por ligamentos e músculos, movimentando-se através da articulação temporomandibular. Todos os músculos intervenientes na mastigação têm sua inserção na mandíbula [10].

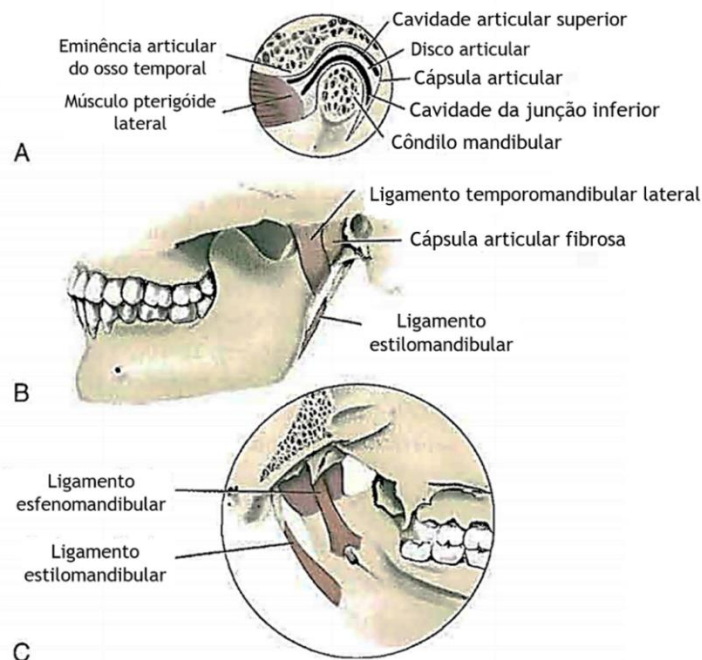


Figura 2.6 - Constituição da articulação temporomandibular; (A) relacionamento de vários compartimentos da articulação temporomandibular e o ligamento capsular, (B) visão lateral da cápsula articular e (C) visão medial que ilustra a localização e a ligação dos ligamentos da articulação temporomandibular [14].

O tubérculo mentoniano e a protuberância mentoniana, posicionadas na superfície externa do corpo, juntos formam uma característica única, o queixo humano. Pelo forame mental existe a passagem de vasos sanguíneos e nervos que atendem os dentes inferiores. O nervo situado nesta passagem tem a capacidade de transmitir as informações sensoriais dos dentes e gengivas até ao cérebro. Os dentistas geralmente aplicam a anestesia neste nervo antes de começar a cuidar dos dentes inferiores. Na parte superior do corpo mandibular é de evidenciar o processo alveolar responsável pelo suporte dos dentes (como já salientado também na maxila), alojando-se as raízes dentárias e os alvéolos. Este processo é constituído externamente por osso cortical e na zona central por osso trabecular e osso alveolar, que reveste o alvéolo dentário [8],[10],[15]. Na superfície interna da mandíbula encontra-se os músculos responsáveis pela formação do pavimento bucal que é originada pela linha milo-hióide. Esta linha separa duas fossas, a fossa sublingual e a fossa submandibular que albergam as glândulas salivares sublingual e submandibular, respectivamente.

Os processos encontram-se dispostos nas extremidades superiores dos ramos mandibulares. No processo coronóide, o músculo temporal é um interveniente neste processo. Este é um dos músculos mais fortes e interage no movimento responsável pela elevação mandibular. A incisura mandibular é responsável pelo movimento de depressão, que se encontra entre os processos condilar e coronóide [8], [10]. O processo condilar estendem-se ao longo da cabeça da mandíbula. A cabeça articula-se com a fossa mandibular do osso temporal na articulação temporomandibular. Esta articulação, uma das mais complexas do corpo humano, é bastante móvel como evidenciado pelos movimentos executados durante a mastigação e fala. Os movimentos anteriores ou laterais da mandíbula podem ser um fator predominante na deslocação do maxilar [11].

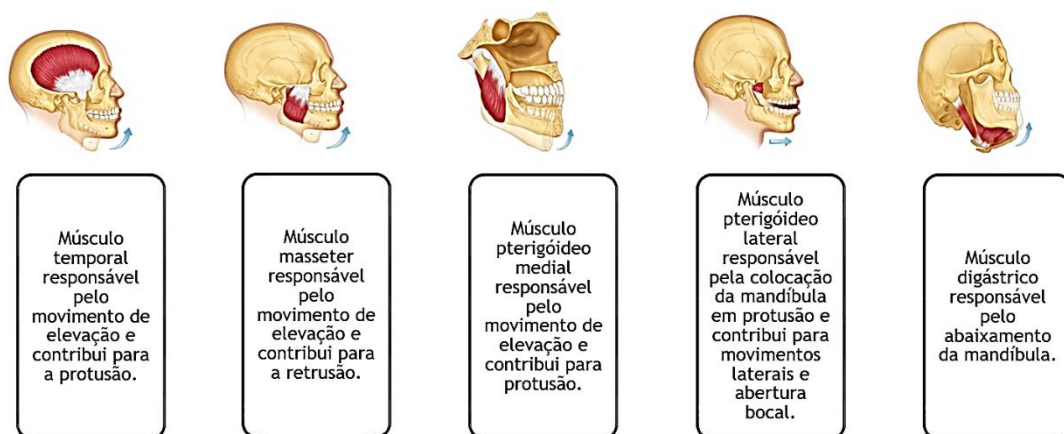


Figura 2.7 - Músculos envolvidos nos movimentos de mastigação executados pela articulação temporomandibular (adaptado [11]).

2.1.1.3 - Tecidos Periodontais

Os tecidos periodontais são constituídos pela gengiva, cemento, ligamento periodontal e osso alveolar. Estas estruturas diferem entre si na localização, arquitetura tecidual e composição, contudo atuam em conjunto como uma unidade funcional única, ou seja,

alterações patológicas em uma das estruturas periodontais podem comprometer a manutenção, reparação ou regeneração de outras estruturas periodontais envolventes [10].

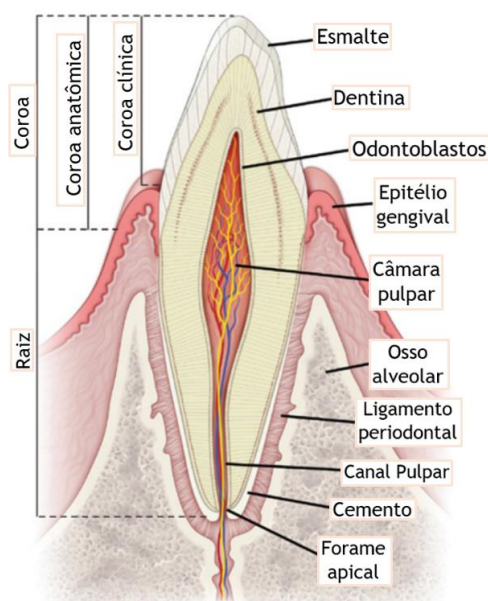


Figura 2.8 - Constituição do dente onde são visualizados os tecidos periodontais [16].

A gengiva, portadora de características como a firmeza e resiliência, é constituída por tecido mucoso oral, denominado de mucosa mastigatória, e por algumas fibras (fibras gengivais) que envolve os processos alveolares do osso maxilar e mandibular, circundando a área cervical dos dentes. Esta pode ser dividida em **gengiva livre (marginal)**, que limita a região terminal que circunda os dentes em forma de colar, de modo a gerar o sulco gengival, distribuído entre o dente e a gengiva, a **gengiva inserida**, é limitada pela ranhura gengival e pela junção mucogengival, e finalmente a **gengiva interdental** que corresponde à área responsável pelo preenchimento das ameias interdentais, sendo constituída por gengiva marginal e inserida. Todos estes tipos gengivais são especificamente estruturados para funcionar adequadamente contra danos mecânicos e microbianos, ou seja, funcionam como escudo para impedir que microorganismos e agente nocivos se instalem em estruturas mais internas [16],[17].

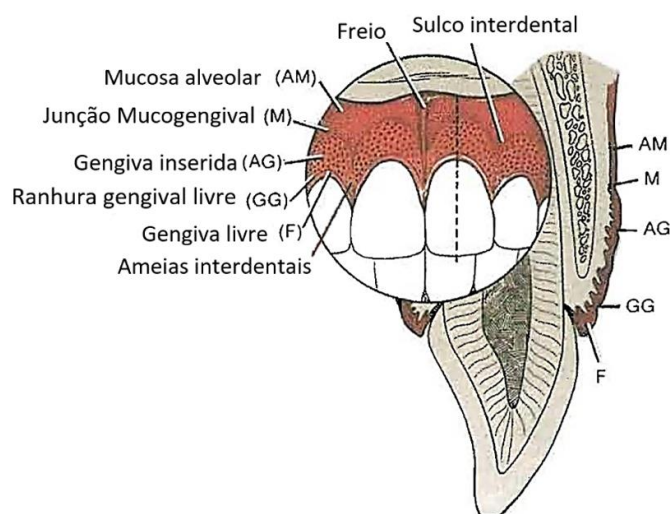


Figura 2.9 - Ilustração da gengiva evidenciando as visões faciais e laterais (adaptado [16]).

O cimento é um tecido conjuntivo, avascular, que envolve as raízes dentárias e é responsável pelo contacto entre as principais fibras do ligamento periodontal. Pode ser distinguido em dois tipos: o **cimento acelular (primário)**, concebido em conjunto com a raiz, e o **cimento celular (secundário)**, concebido posteriormente à erupção dentária, em função de demandas funcionais. É semelhante ao osso, contudo apresenta maior dureza, apresentando uma maior resistência à reabsorção durante o movimento dos dentes. Apresenta-se com uma cor amarela distinguindo-se do esmalte pela tonalidade mais escura e pela ausência de brilho [16],[18].

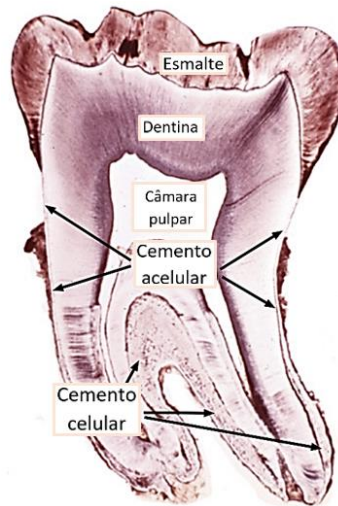


Figura 2.10 - Distribuição dos tipos de cimento [16].

O ligamento periodontal é uma estrutura única, de espessura muito reduzida, sendo o elo entre o cimento e o osso alveolar. É um tecido conjuntivo altamente especializado, contínuo com o tecido conjuntivo da gengiva, que pelos espaços medulares a comunicação é garantida através dos canais vasculares do osso. A sua principal função é a sustentação dos dentes, e consequentemente a absorção das forças de oclusão, impedindo que estas sejam transmitidas ao osso circundante. É a localização de várias fibras, células, vasos sanguíneos e nervos. As fibras são um fator importante na regulação da calcificação e para a coesão tecidual em áreas de alta tensão biomecânica [16],[18].

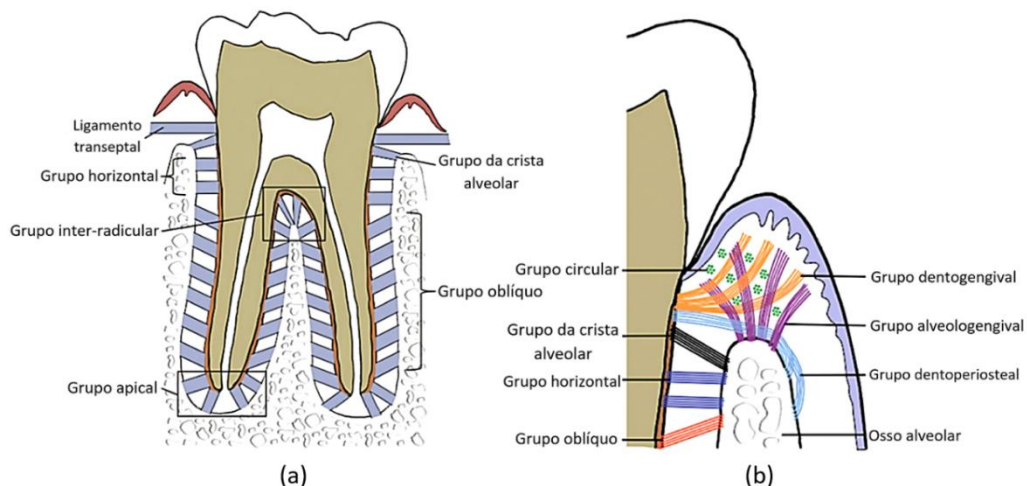


Figura 2.11 - Organização das principais fibras do periodonto; (a) fibras que constituem o ligamento periodontal, (b) fibras que constituem a gengiva [16].

O osso alveolar é responsável pelo suporte dos alvéolos dentários, sendo a extremidade do alvéolo denominada de crista alveolar. Este osso apresenta várias perfurações que originam a passagem de elementos estruturais, como os vasos sanguíneos e nervos. É principalmente constituído por osso lamelar e adapta-se continuamente às tensões dos movimentos dentários. Como as forças exercidas não apresentam um comportamento constante, os ossos estão constantemente em remodelação [16],[18] .

2.2 - Estrutura do Osso

Do ponto de vista estrutural e histológico, o osso maxilar e mandibular não diferem significativamente de outros ossos que constituem o esqueleto humano.

A estrutura do osso pode ser classificada consoante a escala de dimensões, macroscópica ou microscópica. A estrutura macroscópica do osso pode ser caracterizada em dois tipos:

- **Tecido ósseo cortical (ou compacto):** constituído por lamelas ósseas, formando cilindros concêntricos em torno dos canais de Havers (osteão). A conexão dos osteões é garantida pelos canais de Volkmann, que conduzem os vasos sanguíneos. Os osteócitos estão distribuídos ao longo de cada lamela cilíndrica e comunicam entre si através de pequenos canais, chamados canalículos. Os canalículos possuem elevada importância na comunicação da informação eletroquímica e na transmissão de nutrientes e minerais a todos os pontos da matriz óssea. É um material denso, responsável pela resistência à tensão de flexão e torção.
- **Tecido ósseo trabecular (ou esponjoso):** desprovido do sistema de Havers, é constituído por uma complexa gama de canalículos. É através dos canalículos, no interior de cada trabécula, distribuídos de forma concêntrica, que os osteócitos se conectam. Constitui 20% da massa óssea esquelética, e os restantes 80% são ocupados pelo osso cortical. A distribuição destes tecidos (cortical e trabecular) difere em diferentes regiões do esqueleto. Estas diferenças são de elevada importância, pois o osso trabecular tem uma área superficial maior, sendo remodelado mais rapidamente que o osso cortical. É um material altamente poroso, responsável pelas funções metabólicas e exibe resistência compressiva [11],[19].

A nível microscópico o osso pode ser dividido em:

- **Tecido ósseo reticular (imaturo):** sem organização definida, devido às fibras de colagénio que são anisotrópicas por estarem dispostas em várias direções. Este tecido apresenta baixo teor de minerais e maior percentagem de osteócitos quando comparado com o tecido lamelar. Exibe uma deposição rápida no crescimento fetal e no reparo de fraturas, sendo temporariamente substituído pelo tecido lamelar, devido ao processo de remodelação.
- **Tecido ósseo lamelar (maduro):** constituído por fibras de colagénio organizadas por camadas finas (lamelas) alinhadas entre si. No interior do osso são visíveis os osteócitos distribuídos ao longo das camadas concêntricas em torno do sistema de Havers. Tanto pelo mecanismo de formação, intramembranal ou endocondral, ou pela organização estrutural (osso cortical ou trabecular), o tecido ósseo lamelar apresenta ao longo do esqueleto a mesma composição química e as mesmas propriedades materiais [6],[20].

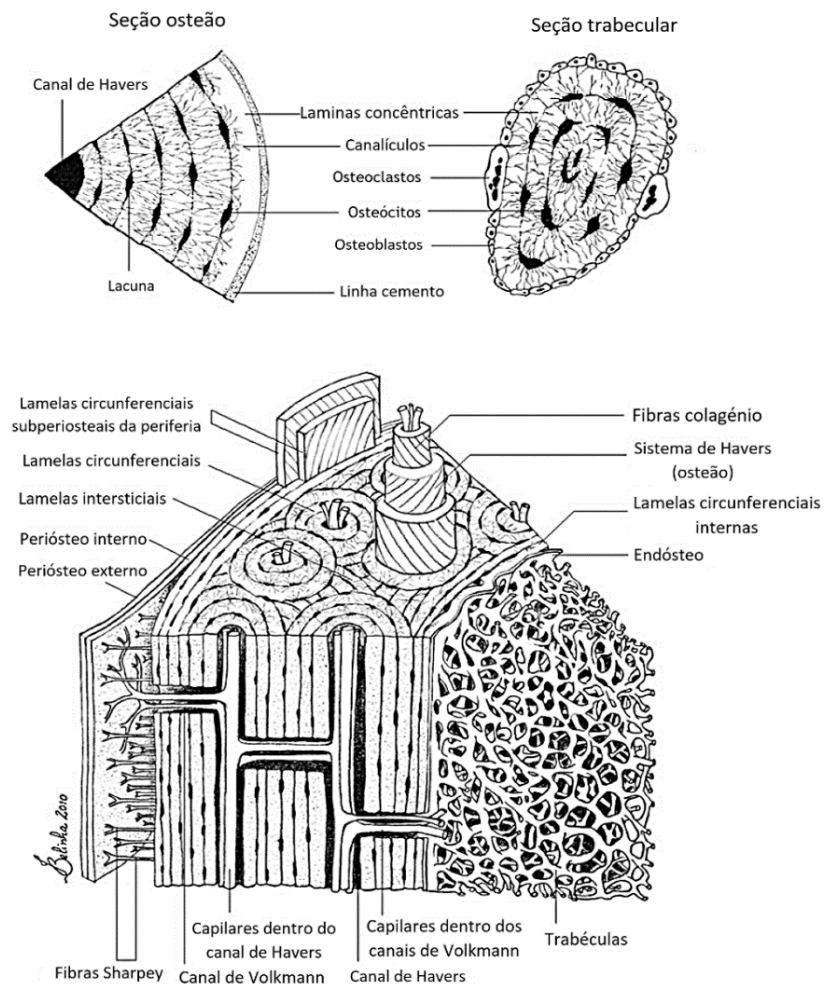


Figura 2.12 - Ilustração detalhada do tecido ósseo [6].

2.2.1 - Densidade Óssea

A densidade óssea representa a qualidade e a quantidade de osso que é influenciada pela presença de osso cortical, parte mais compacta e osso trabecular, parte mais esponjosa. As classificações utilizadas frequentemente foram recomendadas por Lekholm e Zarb, em 1985, que através da análise das regiões anteriores das maxilas identificaram 4 tipos de qualidade óssea [21],[22]:

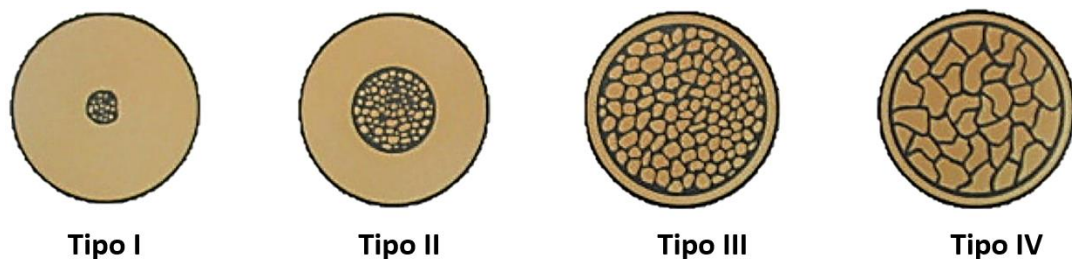


Figura 2.13 - Classificação da qualidade óssea [22].

- **Tipo I:** composto por osso cortical homogêneo;
- **Tipo II:** composto por osso cortical envolvido por uma pequena camada de osso trabecular denso;
- **Tipo III:** composto por uma camada fina de osso cortical envolvido por osso trabecular denso, apresentando uma resistência favorável;
- **Tipo IV:** composto por uma camada muito fina de osso cortical envolvido por osso trabecular pouco denso de pequena resistência;

e por Misch, em 1988, que através da análise de regiões edêntulas propôs 4 grupos de densidade óssea:

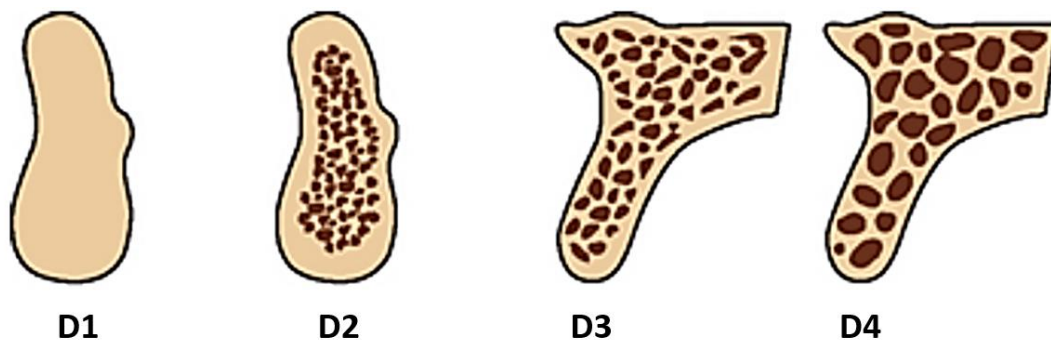


Figura 2.14 - Grupos de densidade óssea [23].

- **D1:** composto principalmente por osso cortical denso, é encontrado na zona anterior da mandíbula.
- **D2:** composto por osso cortical denso a poroso na crista envolvido por osso trabecular espesso. Situa-se na zona anterior e posterior da mandíbula e na zona anterior da maxila.
- **D3:** composto por uma camada fina de osso cortical na crista envolvido por osso trabecular fino. É encontrado na zona anterior e posterior da maxila e na zona posterior da mandíbula.
- **D4:** quase inexistência de osso cortical na crista, este é composto maioritariamente por osso trabecular fino, sendo encontrado na zona posterior da maxila [23],[24].

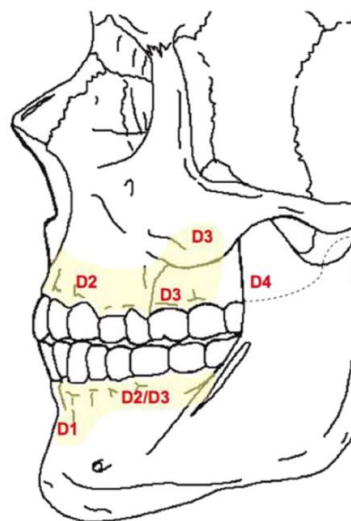


Figura 2.15 - Disposição dos tipos ósseos na maxila e na mandíbula [21].

A maxila possui um tecido ósseo com baixa densidade, ou seja, apresenta na sua constituição um osso mais poroso, e consequentemente exibe uma resistência mais baixa, ao contrário do que se verifica na mandíbula, onde este é composto por um tecido ósseo de maior densidade, sendo responsável por uma maior resistência. Devido a esta composição, o osso mandibular é o local preferencial para a inserção de implantes [21],[22].

2.3 - Composição do Osso

A matriz óssea, é um material extracelular, composta por material orgânico (30%) e inorgânico (70%). A parte orgânica apresenta maioritariamente na sua constituição fibras de colagénio (94%), responsáveis pela elasticidade e pela resistência às forças de tração e de corte. A presença de pequenas quantidades de proteínas sem colagénio (4%) desempenha um papel fundamental na função metabólica e na mineralização da matriz óssea, bem como as células ósseas (2%) que são fundamentais para o processo de remodelação óssea. A parte inorgânica é responsável pela dureza, rigidez e resistência à compressão da estrutura óssea devido essencialmente à predominância de cristais de hidroxiapatite. Adicionalmente outros minerais contribuem para as suas características mecânicas, tais como sódio, magnésio, potássio, flúor e cloreto [6].

As células ósseas podem ser diferenciadas em cinco tipos:

- **Osteoprogenitoras:** células imaturas, fundamentais na diferenciação dos osteoblastos e intervêm no processo de crescimento, na concepção de nutrientes para todas as estruturas ósseas. Canais de Havers e Volkmann, bem como endóstio e camada interna do perióstio são estruturas onde podemos encontrar este tipo celular.
- **Osteoblastos:** células mononucleares, responsáveis pela formação óssea (osteócitos) e mineralização da matriz. Com o avanço da idade do indivíduo, a quantidade de osteoblastos diminui e consequentemente a renovação natural do tecido ósseo é afetada, reduzindo a sua performance.
- **Osteócitos:** células maduras derivadas dos osteoblastos, situadas dentro da matriz óssea ocupando pequenas câmaras, chamadas de lacunas, conectadas entre si por longas extensões citoplasmáticas. Estas conexões são asseguradas pelos canalículos que permitem a permuta de nutrientes e a comunicação com as células externas, osteoblastos. São responsáveis pela manutenção da matriz óssea mineralizada.
- **Células de revestimento ósseo:** depois de terminados os processos de formação óssea, os osteoblastos inativos são dispostos na superfície óssea. Respondendo a estímulos mecânicos e/ou químicos estas células podem ser reativadas.
- **Osteoclastos:** células plurinucleares essenciais para a reabsorção e/ou eliminação da estrutura óssea. São responsáveis pela desmineralização da matriz óssea, e pela destruição da parte orgânica da mesma. Estas células encontram-se nas áreas de reabsorção óssea [6],[25].

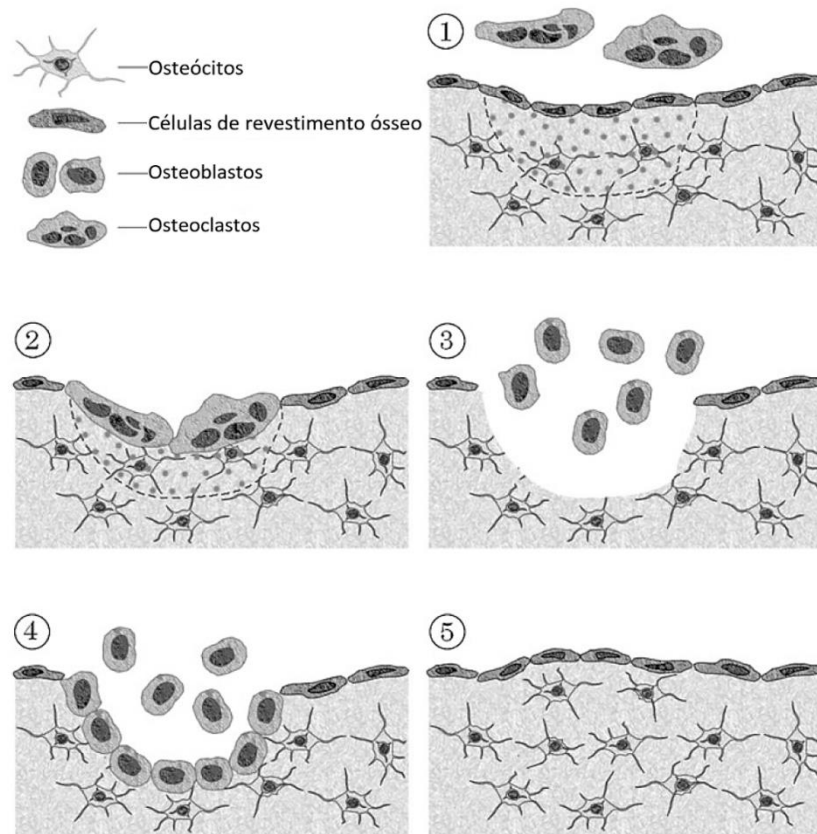


Figura 2.16 - Processos de remodelação óssea. Em 1 observa-se a etapa de activação em 2 a reabsorção em 3 a reversão em 4 a formação óssea e em 5 a terminação [6].

O tecido ósseo é um material dinâmico que está constantemente em reparação e renovação, através de um mecanismo, a remodelação óssea, Figura 2.16, que corresponde a 10% da atividade do esqueleto adulto [20]. Em termos de remodelação, o osso trabecular é mais activo do que o osso cortical, devido à densidade óssea ser relativamente inferior quando comparada com o osso cortical. No entanto, não há diferenças entre os dois tipos ósseos quando se trata de processos biológicos durante o processo de remodelação óssea [26].

2.4 - Propriedades do Tecido Ósseo

Como referido anteriormente, o tecido ósseo pode ser caracterizado como osso cortical, sendo detentor de uma alta densidade, e osso trabecular, responsável por uma alta porosidade óssea e uma densidade aparentemente menor. Apesar de apresentarem o mesmo arranjo molecular, o mesmo não se verifica com as propriedades mecânicas. As propriedades mecânicas do tecido ósseo dependem não só da composição óssea, mas também da densidade óssea [6].

Com o avanço da tecnologia cada vez mais são propostas leis que avaliam o comportamento mecânico do tecido ósseo. O primeiro modelo matemático foi proposto por Carter e Hayes [27], no qual concluíram que o módulo de elasticidade do osso cortical e trabecular está relacionado ao cubo com a densidade óssea aparente, e que a tensão última resistente está relacionada com o quadrado da densidade óssea aparente. Neste primeiro estudo só tiveram em consideração uma única variável, ou seja, a densidade aparente. Lotz além de considerar essa única variável, foi o primeiro a considerar o comportamento anisotrópico do osso na direção

axial e transversal, obtendo curvas distintas para o módulo de elasticidade em função da tensão de compressão nomeadamente para cada um dos tipos ósseos, osso cortical e trabecular [28]. Assim, as propriedades mecânicas do osso são obtidas aproximadamente pelas Equações (2.1) e (2.2):

$$E_i = a_1 \cdot \rho^{a_2} \quad (2.1)$$

$$\sigma_i^c = a_3 \cdot (\rho_{app})^{a_4} \quad (2.2)$$

onde E_i , representa o módulo de elasticidade e σ_i^c , a tensão de compressão máxima na direção i , sendo expressos ambos em MPa e a densidade aparente, ρ_{app} , em g/cm³. Os coeficientes a_1 , a_2 , a_3 , e a_4 são apresentados na tabela seguinte:

Tabela 2.1 - Coeficientes da Lei de Lotz [6].

Osso	Direção	a_1	a_2	a_3	a_4
Cortical	Axial	2.065E+03	3.090E+00	7.240E+01	1.880E+00
	Transversal	2.314E+03	1.570E+00	3.700E+01	1.510E+00
Trabecular	Axial	1.904E+03	1.640E+00	4.080E+01	1.890E+00
	Transversal	1.157E+03	1.780+00	2.140E+01	1.370E+00

Posteriormente vários outros autores investigaram a influência de outras variáveis nas propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular, tal como no trabalho de Belinha e colaboradores, [29],[30] no qual foi proposta uma nova lei ortotrópica com base nos dados experimentais do trabalho de Zioupos [31]. Concluíram que a lei que rege o comportamento mecânico é a mesma tanto para o osso cortical como para o osso trabecular. Neste estudo, com base somente na densidade aparente foi possível diferenciar o osso cortical do osso trabecular, onde

$$\text{Osso trabecular} \rightarrow \rho_{app} \leq 1.3 \text{ g/cm}^3 \quad (2.3)$$

$$\text{Osso cortical} \rightarrow \rho_{app} > 1.3 \text{ g/cm}^3$$

Além disso, observaram também que a relação entre o módulo de elasticidade na direção axial e a densidade aparente não era uma função monótona como descrito por Lotz, mas sim uma função com um padrão semelhante a “*boomerang*”. No entanto, Belinha e seus colaboradores, apenas analisaram o módulo de elasticidade na direção axial que é obtida pela aproximação da Equação (2.4):

$$E_{axial} = \begin{cases} \sum_{j=0}^3 a_j \cdot (\rho_{app})^j & \text{se } \rho_{app} \leq 1.3 \text{ g/cm}^3 \\ \sum_{j=0}^3 b_j \cdot (\rho_{app})^j & \text{se } \rho_{app} > 1.3 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (2.4)$$

onde os coeficientes a_j e b_j são evidenciados na seguinte tabela:

Tabela 2.2 - Coeficientes da lei de Belinha [6].

Coeficiente	j=0	j=1	j=2	j=3
a_j	0.000E+00	7.216E+02	8.059E+02	0.000E+00
b_j	-1.770E+05	3.861E+05	-2.798E+05	6.836E+04
c_j	0.000E+00	0.000E+00	2.004E+03	-1.442E+02
d_j	0.000E+00	0.000E+00	2.680E+01	2.035E+01
e_j	0.000E+00	0.000E+00	2.501E+01	1.247E+00

Belinha foi mais longe e extrapolou leis matemáticas para o módulo de elasticidade na direção transversal e para a tensão de compressão máxima nas direções axial e transversal, com base nos valores sugeridos por Lotz [28]. Foi através das Equações (2.4), (2.5), (2.6) e (2.7) que foi possível chegar a uma aproximação deste modelo:

$$E_{trans} = \sum_{j=0}^3 c_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.5)$$

$$\sigma_{axial}^c = \sum_{j=0}^3 d_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.6)$$

$$\sigma_{trans}^c = \sum_{j=0}^3 e_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.7)$$

onde os coeficientes c_j , d_j e e_j , são apresentados na Tabela 2.1. O módulo de elasticidade e a tensão de compressão máxima são expressos em MPa, e a densidade aparente, ρ_{app} , em g/cm³. Com estas leis matemáticas é possível prever o comportamento mecânico do osso. A tensão de tração máxima, σ_i^t , do tecido ósseo numa direção i , geralmente é definido como uma proporção da tensão de compressão máxima, σ_i^c , nessa mesma direção i , sendo expressa por:

$$\sigma_i^t = \alpha \cdot \sigma_i^c \quad (2.8)$$

onde o valor de α varia entre 0.33 e 1.00. A tensão de corte do tecido ósseo varia entre 49MPa e 69MPa [6].

Tabela 2.3 - Propriedades biomecânicas do osso [19].

Propriedades	Medições	
	Osso Cortical	Osso Trabecular
Densidade (g/cm ³)	18-22	0.1-1.0
Densidade aparente (g/cm ³)	1.8-2.0	0.1-1.0
Módulo de elasticidade (GPa)	14-20	0.05-0.5
Resistência à tração (MPa)	50-150	10-20
Resistência à compressão (MPa)	170-193	7-10
Dureza à fratura (MPa m ^{1/2})	2-12	0.1
Deformação a falhas	1-3	5-7
Superfície/Volume do Osso (mm ² /mm ³)	2.5	20
Volume do Osso Total (mm ³)	1.4x10 ⁶	0.35x10 ⁶
Superfície Interna Total (mm ²)	3.5x10 ⁶	7.0x10 ⁶

O osso é caracterizado como sendo um material anisotrópico pois as suas propriedades mecânicas diferem consoante a direção da carga aplicada. Normalmente, o osso é mais forte na compressão do que na tração ou corte. A força e dureza do osso variam com fatores como a genética, idade, género e o exercício físico [32].

A gengiva tratando-se de um tecido mucoso apresenta como propriedades mecânicas um módulo de elasticidade, $E = 0.0196 \text{ GPa}$, e coeficiente de Poisson, $\nu = 0.30$ [33].

Capítulo 3

Implantes Dentários

A perda dentária ocorre através de inúmeras causas, mas maioritariamente deve-se a cáries dentárias e patologias periodontais, que comprometem a dentição natural desde a existência da humanidade [34].

As cáries dentárias são relatadas como a razão mais comum de perda dentária em todo o mundo, apresentando por isso um problema para saúde pública [35]. É uma doença bucal multifatorial, transmissível e infecciosa. Através de microorganismos, nomeadamente o biofilme, e hidrocarbonatos que advêm dos alimentos ingeridos, estes depositam-se na superfície do dente ao longo do tempo, provocando a desmineralização das estruturas dentárias, e se porventura não forem atempadamente corrigidas pode levar inevitavelmente ao edentulismo [36]. Esta doença oral tem aumentado drasticamente nas últimas décadas devido à introdução de alimentos cada vez mais refinados com açúcares e outros suplementos cariogénicos na nutrição dos indivíduos [34].

A patologia periodontal representa a segunda maior causa de patologia dentária em todo o mundo [37]. Esta doença é provocada por agentes bacterianos predispostos por vários fatores comportamentais e biológicos que afetam as estruturas desde a gengiva até ao osso alveolar, levando ao desenvolvimento de vários estágios, que começa inicialmente em gengivite e pode progredir para casos mais severos, tal como a periodontite. A gengivite corresponde a uma inflamação superficial da gengiva e caso não seja tratada adequadamente pode provocar a fragilização de outros tecidos periodontais, facilitando o acesso dos microorganismos a áreas mais internas. A periodontite é definida como uma inflamação que afeta os tecidos periodontais levando à formação de bolsas ou espaços periodontais, e consequentemente à destruição do ligamento periodontal, devido à progressão resultante da gengivite. A reabsorção óssea verifica-se e a perda dentária é inevitável. Esta patologia é sempre precedida pela gengivite. No entanto, a gengivite nem sempre termina com a ocorrência da periodontite, ou seja, caso a gengivite seja detetada e tratada adequadamente, os fatores etiológicos (bactérias) serão removidos atempadamente prevenindo que estes se alojem em lugares mais profundos. Portanto a gengivite trata-se de um processo reversível, enquanto a periodontite é um processo irreversível [37].

Noutros casos os dentes são perdidos em função do trauma oclusal que derivam das forças oclusais provenientes da sobrecarga dentária durante a mastigação, provocada direta ou

indiretamente pelos dentes do maxilar oposto, resultando em lesões nos tecidos periodontais. Outros são propositalmente extraídos por questões estéticas [34].

O corpo passa por inúmeros processos diários que por vezes não são os mais adequados para a sua preservação e conservação e isto depende muito dos hábitos quotidianos, fatores genéticos e do contexto socioeconómico. Ao longo dos anos é inevitável escapar aos sinais de envelhecimento manifestados no ser humano. Estes sinais, nomeadamente a deterioração da visão, a perda gradual do paladar e olfato, bem como a difícil coordenação motora causa limitações para uma adequada higiene oral, assim como o sistema imunológico uma vez que possui menor capacidade para responder a agentes patogénicos, que gradualmente contribuirão para a ocorrência do edentulismo [38]. O edentulismo tem um enorme impacto na vida das pessoas, não só fisicamente, mas também psicologicamente. A qualidade de vida, bem como a autoestima e a função mastigatória ficam comprometidas. Por isso é fundamental que a subsistência/reposição dentária seja garantida, não só por uma questão de ética, mas também por uma questão biomecânica [35],[38].

O conhecimento da etiologia, patologia e epidemiologia relacionada à perda dentária é um fator muito importante para facilitar a identificação do diagnóstico e determinar qual o melhor tratamento a adquirir, reduzindo assim os custos financeiros no sistema de saúde, e evitar futuramente as consequências do edentulismo [17],[34],[39].

3.1 - Impacto Socioeconómico

Desde os primórdios, egípcios, hebraicos, gregos e romanos salientavam a importância da saúde bucal como sendo um fator predominante para o bem-estar dos indivíduos, despertando ânsia para novas investigações de modo a aprofundar alternativas viáveis para a perda dentária [34],[40]. A investigação científica é direcionada para tentar restaurar a saúde na sua dinâmica natural, desenvolvendo substitutos artificiais biocompatíveis. Na Medicina Dentária nomeadamente a área da implantologia, é uma das mais avançadas tecnicamente para o tratamento do edentulismo [34], apresentando uma perspectiva global de negócio crescente. Os fatores que permitem admitir esta conclusão são principalmente:

- A população sénior em rápida expansão é um dos fortes candidatos a implantes, pelo menos nas próximas décadas, devido ao aumento da esperança média de vida que se tem verificado [41]. Como visualizado na Tabela 3.1 o grupo dos indivíduos com idade ≥ 65 anos, terá um aumento em mais de 50% até 2020 e aumentará progressivamente até 2050 [34].
- Mudanças na composição étnica e racial também são fatores importantes. A distribuição demográfica desta população pode influenciar o tratamento a adquirir para situações de perda dentária. A população hispânica terá um aumento de aproximadamente 24,4% em 2050. Contudo espera-se um declínio, em 2050, da população branca não hispânica em 19,3% [34].
- O nível educacional dos indivíduos, pois representa um fator que intervém diretamente no uso de cuidados odontológicos, nomeadamente quando se trata de implantes dentários. As diferenças entre os níveis de educação por etnia e raça apresentam divergência no que diz respeito à demanda dos serviços odontológicos entre esses mesmos grupos. Se porventura essas diferenças diminuïrem futuramente, isto implicará um aumento no mercado dos implantes dentários, uma vez que assim os indivíduos estarão cientes e informados das novas tecnologias existentes nas práticas odontológicas [42].

• O crescimento da população total contribui para a necessidade potencial de implantes, pois quanto maior a população, maior será a probabilidade de perda dentária. Contudo a perda dentária é um processo cumulativo e irreversível. Ou seja, à medida que a idade aumenta, torna-se inevitável que o número de dentes naturais permaneça [34].

Tabela 3.1 - Projeção da população dos Estados Unidos da América (em milhares) [34].

	2000	2010	2020	2030	2040	2050	Mudança total
População total	282.125	308.936	335.805	363.584	391.946	419.854	48,8%
5 a 19 anos	61.331	61.810	65.955	70.832	75.326	81.067	32,2%
≥65 anos	35.061	40.243	54.632	71.453	80.049	86.705	147,3%
Branços, não Hispânicos	195.729	201.112	205.936	209.176	210.331	210.283	7,4%
Negros	35.818	40.454	45.365	50.442	55.876	61.361	71,3%
Asiáticos	10.684	14.241	17.988	22.580	27.992	33.430	212,9%

Os implantes dentários, em 2007, eram responsáveis por 78,60 bilhões de euros no mercado global dos Estados Unidos da América. Na Europa, o crescimento foi maior, onde as vendas apresentaram valores de 635,25 milhões de euros representando cerca de 42% do mercado global. Novas alternativas de financiamento encontram-se cada vez mais acessíveis para os potenciais pacientes que necessitem de implantes dentários, abrindo portas para chegar a qualquer classe social [34]. Portanto, os implantes dentários irão crescer exponencialmente em função da demanda incessante devido ao gigantesco mercado odontológico e médico global, como demonstrado pela Figura 3.1[34],[42].

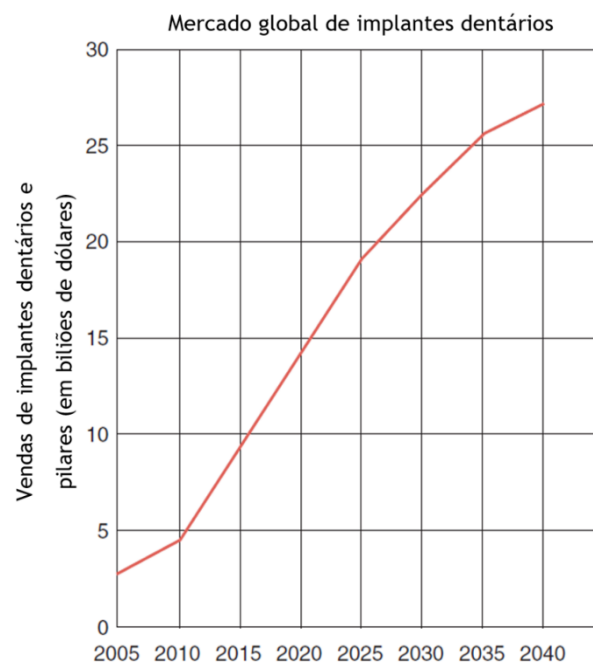


Figura 3.1 - Previsão do crescimento global das vendas de implantes dentários e acessórios de 2005 a 2040 [34].

3.2 - Constituição de Implantes Dentários

Um implante dentário corresponde a um dispositivo artificial da raiz dentária que perfura o tecido gengival para suportar restaurações semelhantes a um dente natural [34], como coroas, pontes e sobredentaduras [41]. As restaurações dentárias podem ser de dois tipos, removíveis (parciais ou completas) ou fixas (pontes) e são denominadas respectivamente por, próteses dentárias removíveis e próteses dentárias fixas [43].

Como é possível observar a partir da Figura 3.2, os implantes dentários são constituídos por 3 regiões, nomeadamente:

- Restauração dentária, parte mais externa do implante correspondendo à parte que realmente é visível.
- Pilar, responsável pela conexão entre a coroa e o implante dentário e contribui para a solidez do implante.
- Implante, componente que interage com o osso circundante [44].

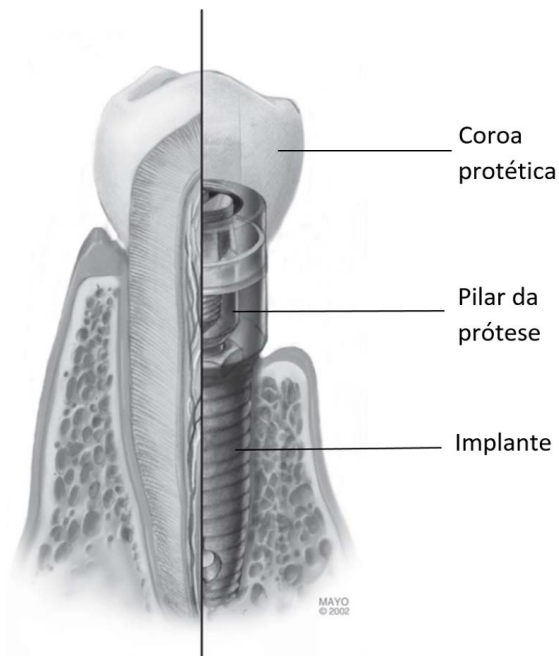


Figura 3.2 - Constituição de um implante dentário [44].

A história do desenvolvimento e do avanço dos implantes dentários é uma jornada magnífica e fascinante no tempo [40]. O estudo da biomecânica foi inicialmente supervisionado pelo professor Richard Skalak [45]. Testes biomecânicos detalhados foram realizados por Per-Ingvar Branemark e seus colaboradores da Universidade de Goteborg, Suécia, no início da década de 1960 onde demonstraram ser possível estabelecer um contato direto do osso com o implante e, assim, introduziram o termo "osseointegração" no campo da medicina dentária [45]. Esta série de estudos forneceu evidências de que a biomecânica dos implantes ancorados no osso é complexa [45]. Mais tarde, na década de 1970, Shroeder et al. e Albrektsson et al. confirmaram de forma independente a ocorrência da osseointegração que gerou um impulso para a implantologia oral.

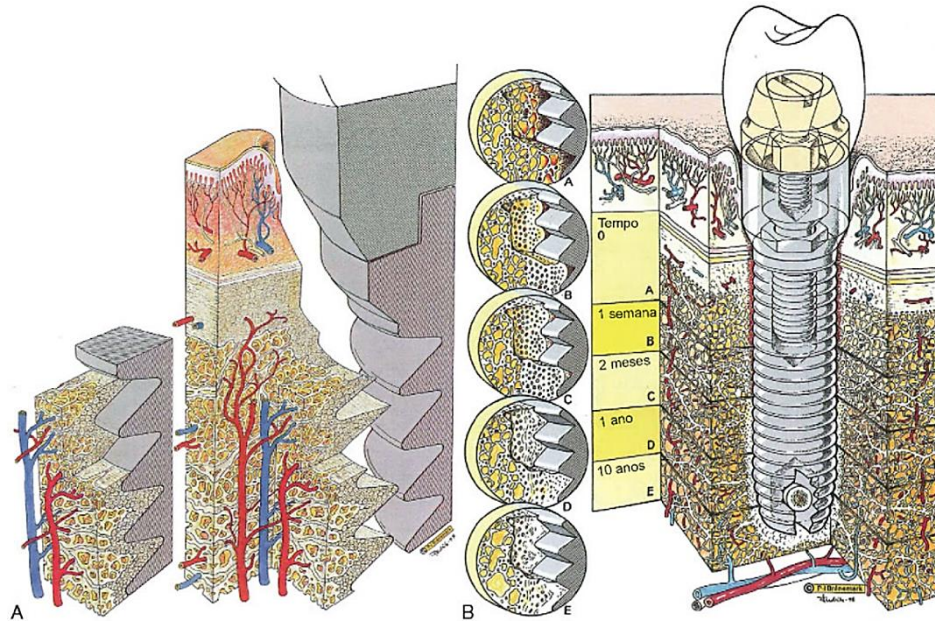


Figura 3.3 - (A) Diagrama tridimensional da interface osso-implante que mostra uma visão geral da zona interfacial intacta ao redor do implante osseointegrado; (B) evolução fisiológica da biologia da interface ao longo do tempo [17].

Desde que o conceito de osseointegração ganhou aceitação, o uso de implantes dentários para substituir dentes ausentes aumentou a passos largos [34], sendo considerados atualmente como a melhor alternativa após os dentes naturais [1]. No entanto, são o método mais caro para a substituição dentária [46]. Apresentam-se como uma terapia eficiente e são responsáveis por produzir soluções robustas e duradouras em inúmeros casos, particularmente, para pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos [41],[42],[46][47], para reconstruções craniofaciais [45],[48], para pacientes que não se conseguem adaptar às próteses convencionais [46],[42] para casos onde o osso local já se encontra comprometido [42] e até mesmo para casos de substituição de falhas dentárias individuais [49].

Os implantes são portadores de características únicas, nomeadamente:

- Conferem melhor conforto, aparência, auto-estima, fala, funções e estabilidade.
- Auxiliam na preservação do osso, impedindo a reabsorção óssea, que de outra forma é impossível e acaba por manifestar-se ao longo do tempo.
- Preservação das estruturas adjacentes e restauração da estrutura esquelética facial [42],[50].

que podem combater as deficiências que as técnicas tradicionais não são capazes de responder pelo facto de [41],[44]:

- Reduzir ou eliminar a preparação de dentes para suporte da ponte.
- Diminuir a necessidade de próteses parciais removíveis, proporcionando pilares de suporte de extremidade livre e pilares interdentais para extensões excessivamente grandes.
- Diminuir a necessidade de próteses completas, proporcionando pilares adequados para suportar próteses fixas.
- Fornecimento de suporte para a maior permanência de próteses removíveis. [41],[46].

Apesar das inúmeras vantagens, os implantes dentários ainda são suscetíveis de falhar [42]. Complicações na interface osso-implante como perda óssea, ocorrência de micromovimentos e concentração de tensão afetam a estabilidade do implante e são críticas para o sucesso do implante. A estabilidade é definida em dois tipos, a estabilidade primária (mecânica) e estabilidade secundária (biológica). A estabilidade primária está relacionada a uma ausência ou a uma alta resistência aos micromovimentos dentários, apresentando-se como um fator determinante para a osseointegração [1],[51]. Contudo, os micromovimentos dentários devem ser inferiores a 150 μm para evitar falhas no implante [1]. As condições mais determinantes que influenciam a estabilidade primária são propriedades da superfície, técnica cirúrgica, design do implante e qualidade óssea [51],[52]. Uma estabilidade primária segura está positivamente associada a uma boa estabilidade secundária.

A estabilidade secundária esta relacionada com a regeneração e remodelação óssea, apesar do osso apresentar um comportamento adaptativo devido ao estímulo de carga que consiste em sequências de formação e reabsorção óssea [1],[52]. Ao longo do tempo, os implantes serão sujeitos a diferentes tipos de cargas, resultantes do processo de mastigação [1]. Além disso, os hábitos diários de autocuidado do paciente, tais como a manutenção de uma boa higiene oral e a abstinência do tabagismo, são essenciais para a longevidade dos implantes dentários [42]. Por isso o sucesso e o prognóstico a longo prazo dependem do bom gerenciamento de uma variedade de fatores biomecânicos [53].

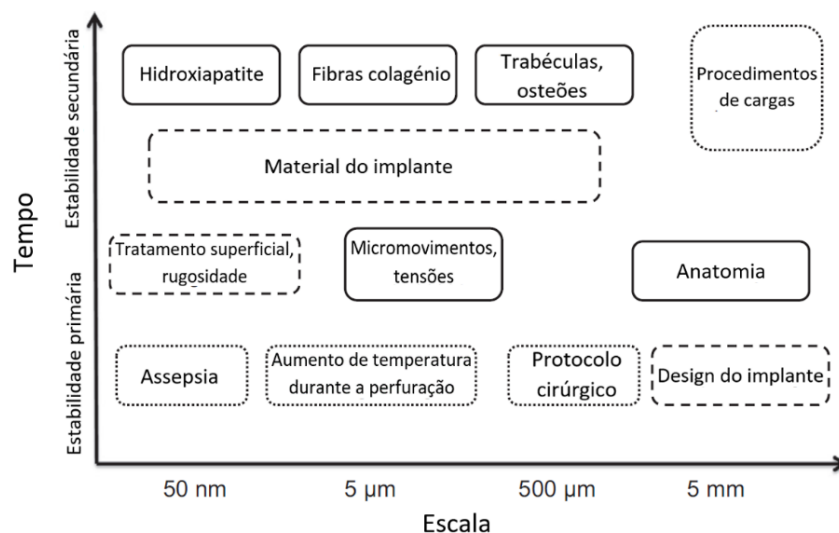


Figura 3.4 - Diagrama que representa as naturezas de escala e tempo dos diferentes fenômenos ocorrendo durante a osseointegração de um implante dentário. Consideram-se três grupos de fatores: os fatores relativos às propriedades dos implantes (linha tracejada), ao cirurgião (linha pontilhada) e os relacionados às propriedades ósseas (linha contínua) [54].

As estatísticas mundiais mostram uma alta taxa de sucesso de implantação superior a 95% se os implantes estiverem corretamente projetados, fabricados e inseridos [50]. Os implantes dentários apresentam uma alta longevidade. Isto é justificado pelo fato de a taxa de sobrevivência em 10-15 anos ser aproximadamente 90%, se forem tomados os devidos cuidados quer profissionais quer pessoais [42],[46],[50],[55].

Atualmente, estão disponíveis comercialmente no mercado, mais de 1300 tipos de implantes com diferentes geometrias, dimensões, materiais e revestimentos de superfície

[23],[56]. À medida que a tecnologia avança, esses fatores são melhorados e reestruturados para permitir ao consumidor a melhor opção de substituição dentária, analisando o custo-benefício, não apenas em termos financeiros mas também em termos biológicos de modo a satisfazer as necessidades presentes e futuras [40],[46].

3.3 - Tipos e Características de Implantes Dentários

O tipo de implante é determinado pela densidade e quantidade de osso disponível. Especialmente em locais posteriores, a posição neurovascular mandibular (Figura 3.5[5]) e seio maxilar (Figura 3.5[13]) limitam a quantidade de osso disponível [41]. Portanto para o osso denso, tipo I e II, o design não desempenha um papel significativo e é menos importante. Independentemente da forma do implante, maior qualidade óssea está relacionada com uma melhor estabilidade primária e com um maior sucesso a longo prazo. As diferenças entre os vários designs de implantes são mais pronunciadas no osso do tipo IV, principalmente por causa da diminuição significativa na estabilidade primária no osso de baixa densidade [57].

Os implantes dentários são classificados conforme a sua relação com o osso em 3 tipos:

- Implantes transosteais, colocados através do osso, geralmente na parte inferior do maxilar e penetram todo o osso.
- Implantes subperiosteais, inseridos sob a gengiva sem qualquer penetração no osso maxilar.
- Implantes endosteais, introduzidos dentro do osso [41],[58].

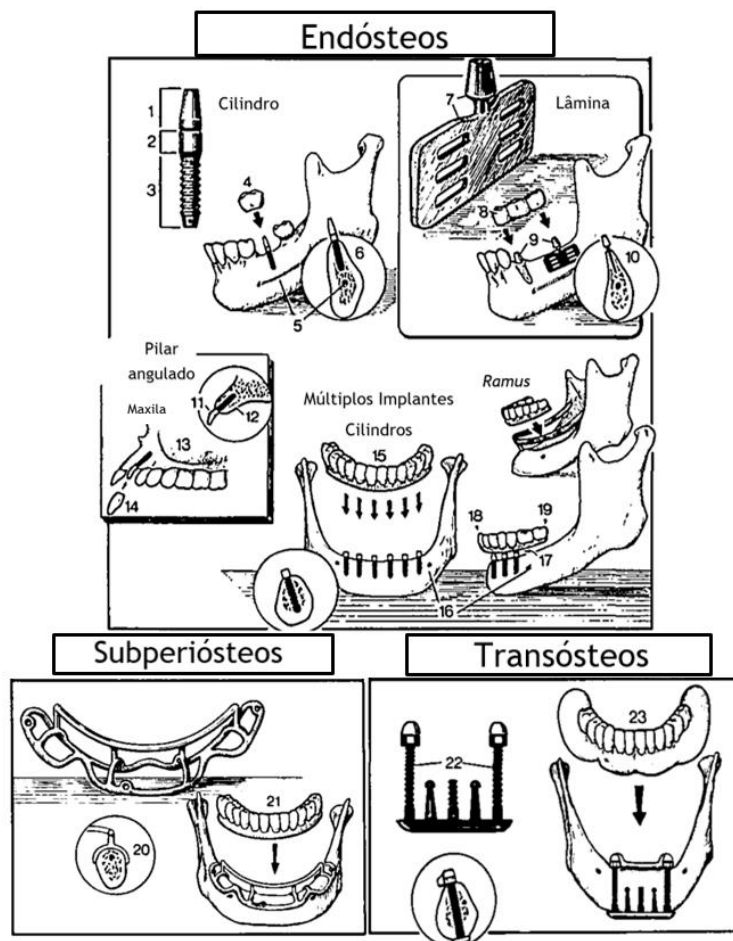


Figura 3.5 - Tipos de implantes de acordo com sua relação com o osso [41].

Os implantes subperiosteais são limitados e a sua utilização está em desuso, devido à sua dificuldade de remoção [59].

Os implantes endosteais, eram abundantemente os mais utilizados e foram evoluindo ao longo dos anos [23],[41],[58],[59]. O implante cilíndrico, em lâmina, bem como em *ramus* representam os vários tipos que caracterizam os implantes endosteais que eram usados em todas as áreas bucais [41]. Os implantes em lâmina (Figura 3.5 [7]) eram constituídos por placas finas introduzidas no osso e eram geralmente usados em estruturas anatómicas restritas, nomeadamente em áreas edêntulas posteriores onde a reabsorção óssea era significativa. Devido a inúmeros problemas apresentados por este tipo de implantes, a sua aplicação na implantologia diminuiu a passos largos. O implante *ramus*, é um dispositivo em forma de ferradura inserida nos ramos ascendentes e na área da sínfise anterior do tecido ósseo mandibular [59]. Assim como o implante em lâmina, o implante *ramus* também diminuiu drasticamente a sua aplicação com a evolução temporal. O tipo de implante endosteal mais utilizado na restauração é o implante cuja forma é semelhante à raiz, apresentando várias geometrias, tais como, cilíndricas, parafusadas (com espiras) ou a combinações de ambos [23]. Nos implantes com espiras, a introdução de espiras com várias formas e dimensões, veio proporcionar uma maximização no contacto inicial, melhorar a estabilidade e aumentar a área de superfície do implante dentário [52],[60]. As geometrias das espiras disponíveis são em forma de V ou também designada de forma simétrica, forma quadrada, forma trapezoidal e suas variações [23],[60],[61].

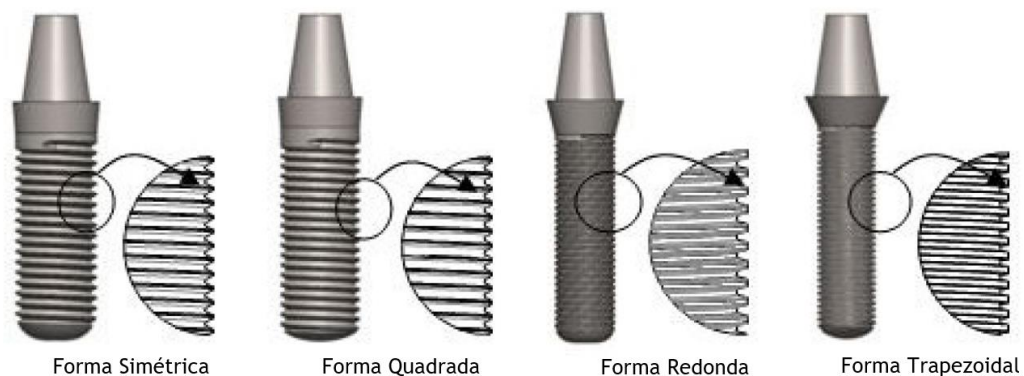


Figura 3.6 - Tipos de espiras de implantes dentários utilizados em uso clínico [61].

No entanto não existe um tipo de espira ideal. A forma das espiras deve ser planeada, de modo a promover uma dissipação mais favorável das cargas, melhorando assim, o prognóstico do implante a longo prazo [61].

Dentro do mesmo tipo de implante várias configurações foram exibidas e combinadas ao longo do tempo, tal como a tendência para ter implantes com alterações tridimensionais ao longo do eixo vertical [57],[62].



Figura 3.7 - Tipos de implantes dentários [57],[61],[62].

As variações nas dimensões do implante, diâmetro e comprimento, foram implantados na tentativa de responder a diferentes cenários clínicos. Entre clínicos e investigadores não existia consenso em relação às diferentes terminologias usadas para categorizar implantes dentários em termos de dimensões. Na literatura científica, uma ampla gama de termos foram utilizados de forma inconsistente pelos autores e fabricantes para descrever os diâmetros e/ou os comprimentos dos implantes dentários, causando um estado de confusão e de não-padronização. Esta preocupação foi levantada em estudos anteriores e a importância de um esquema de classificação universal foi salientada. Atualmente, foi proposta uma classificação para padronizar a terminologia na literatura odontológica e a comunicação entre as partes interessadas [63].

Os implantes quanto ao diâmetro podem ser classificados em extra-estreitos, estreitos, padrão (*standard*) e largos. No entanto, a maioria dos implantes exibem um diâmetro de aproximadamente 4mm. Relativamente ao comprimento os implantes podem ser classificados em extra-curto, curto, standard e longo. O comprimento mais utilizado em implantes corresponde ao valor de 10mm.

Tabela 3.2 - Classificação para as dimensões de implantes dentários [63].

Diâmetro				
Designação	Extra-estreito	Estreito	Standard	Largo
Medidas	<3.0mm	≥ 3.0mm a < 3.75mm	≥3.75mm a < 5mm	≥ 5mm
Comprimento				
Designação	Extra-curto	Curto	Standard	Longo
Medidas	≤6mm	>6.0mm a < 10mm	≥ 10.0mm a < 13.0mm	≥ 13.0mm

As características da geometria, espira e dimensões, são fatores muito importantes pois influenciam diretamente a distribuição direcional das forças biomecânicas aplicadas no implante, e consequentemente afeta as estruturas circundantes. Três tipos de forças são geradas na interface osso-implante: forças de compressão, tração e corte. A força de compressão tende a aumentar a densidade óssea e, assim, aumenta a sua força, enquanto que as forças de tração e de corte resultam em uma interface mais pobre, sendo a força de corte a pior. O tipo de força gerada depende da forma do implante e do local de inserção. Um projeto

de implante ideal, portanto, deve proporcionar um equilíbrio entre forças de compressão e de tração, minimizando o início das forças de corte, para garantir o alcance de maiores índices de sucesso [57].

Outra característica muito relevante nos implantes é a superfície. Esta é a única parte que está em contato com o bio-ambiente e a singularidade da superfície direciona a resposta e afeta a resistência mecânica da interface osso-implante [40]. Primeiramente os implantes utilizados com sucesso apresentavam superfícies lisas. Desde então, passados 50 anos de uso clínico, as superfícies com estruturas irregulares são um forte candidato à sua substituição, pelo facto de apresentarem uma melhor resistência ao corte e diminuírem o afrouxamento do implante [57],[64]. Além de proporcionarem uma melhor estabilidade mecânica entre o tecido ósseo e a superfície do implante, a rugosidade, retém completamente os coágulos sanguíneos e estimula o processo de cicatrização óssea, melhorando preferencialmente a performance clínica, nas áreas de menor densidade óssea [51],[57],[64]. Estas alterações nas superfícies dos implantes são essenciais para uma osseointegração mais forte, de forma mais rápida [57],[64]. Atualmente, é devido a várias tecnologias, tais como a maquinação, jatos de areia, corrosão ácida, revestimentos biativos, anodização, superfícies com modificações a laser, que estas propriedades específicas são possíveis [51].

3.4 - Materiais utilizados em Implantes Dentários

Os materiais utilizados para aplicações biomédicas existem em diferentes formas e devem possuir propriedades específicas para desempenhar esse papel [65].

Na longa história dos implantes dentários, vários materiais foram testados, como metais, ligas, cerâmicas, materiais baseados em polímeros e compósitos [66],[67].

As características necessárias para a fabricação de implantes dentários são biocompatibilidade, biofuncionalidade, juntamente com a capacidade de osseointegração [41],[68],[69].

Com todos os avanços e desenvolvimentos na ciência e tecnologia, os materiais disponíveis na área da medicina dentária melhoraram e novos materiais foram introduzidos [70].

Os implantes dentários são geralmente produzidos em titânio comercialmente puro (cp-Ti) ou ligas de titânio devido às suas propriedades mecânicas, como uma boa estabilidade química e excelente biocompatibilidade in vivo quando comparado a outros biomateriais [24],[67],[71]. O titânio puro geralmente é usado quando a resistência à corrosão é mais relevante do que a resistência mecânica. Alternativamente, a liga metálica Ti-6Al-4V é usada para casos onde é necessária resistência mecânica e resistência à fadiga, nomeadamente na zona posterior do tecido ósseo mandibular onde as forças de mastigação são geradas com mais intensidade [57]. Uma propriedade importante a ser levada em consideração ao usar implantes dentários de titânio (quer na sua forma comercialmente pura quer em liga) é a camada de óxido formada espontaneamente na superfície, imediatamente após a exposição à temperatura ambiente, ar e pressão. Esta camada passiva é uma interface dinâmica que desempenha um papel de extrema importância para a resistência à corrosão, biocompatibilidade e osteointegração [65],[67].

Contudo constatou-se que o vanádio contido na liga Ti-6AL-4V é citotóxico, e além disso cp-Ti e Ti-6AL-4V têm um módulo de elasticidade que é considerado alto quando comparado com o do osso [65],[72]. Este fator limita a sua aplicação pois quanto mais afastado estiver do

módulo de elasticidade do tecido ósseo maior será o gradiente de distribuição das tensões entre o implante e o osso. Portanto, um implante dentário com um módulo de elasticidade mais próximo ao do tecido ósseo será mais benéfico porque assim haverá uma distribuição mais uniforme das tensões na interface [59],[72],[73].

Novas composições de ligas foram desenvolvidas para melhorar a performance clínica. A primeira geração dessas ligas de implantes biomédicos incluiu Ti-6Al-7Nb e Ti-5Al-2.5Fe, duas ligas com propriedades semelhantes ao Ti-6Al-4V que foram desenvolvidas para abordar preocupações relacionadas à citotoxicidade de vanádio. Estas ligas de titânio contendo Nb (nióbio) e Fe (ferro) apresentam um módulo de elasticidade baixo, alta resistência à corrosão e boa biocompatibilidade [65],[66],[73]. Outra solução para os problemas associados ao módulo de elasticidade de titânio elevado foi o uso de processos avançados de fabricação que produzem estruturas de titânio altamente porosas de cp-Ti e Ti-6Al-4V. Estas estruturas porosas podem ser adaptadas para ter excelentes propriedades mecânicas semelhantes às do osso humano e geralmente são dimensionadas para facilitar o crescimento ósseo. As propriedades mecânicas e o comportamento dos implantes de titânio podem ser variados através do tamanho das estruturas dos poros, ou seja, à medida que o tamanho dos poros aumenta, o módulo de elasticidade do titânio poroso diminui [65].

Recentemente uma nova liga foi introduzida para a composição de implantes dentários, a liga metálica de titânio e zircônio (Ti-Zr), pelo facto de apresentar melhores propriedades mecânicas (tais como o aumento da elongação, resistência à fadiga e melhor resistência à corrosão) quando comparada com o titânio puro. O crescimento de osteoblastos, que são essenciais para a osseointegração, não é impedido pelo titânio e pelo zircônio. Outra característica verificada por esta liga é o facto de apresentar uma reduzida resposta inflamatória [70].

Embora o titânio seja o material mais predominante, este apresenta determinadas desvantagens a nível estético, por apresentar uma cor acinzentada, este pode tornar-se visível especialmente na região anterior, onde o tecido gengival é consideravelmente fino [74].

Tabela 3.3 - Metais e ligas metálicas utilizadas em implantes dentários e suas propriedades mecânicas [19],[33],[59],[69],[72],[73],[75].

Material	Densidade (g/cm ³)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Limite de Cedência (MPa)	Resistência à Tração (MPa)	Resistência à Compressão (MPa)	Elongação (%)
cp-Ti	4.5	102-104	0.30	170-483	240-550	550	15-24
Ti-6Al-4V	4.4-4.5	110-117	0.30	758-1117	976	860	5.1
Ti-6Al-7Nb	----	114	0.30	817	933	---	7.1
Ti-5Al-2.5Fe	---	112	0.30	895	1020	---	15
Co-Cr-Mo	8	240	0.30	450	700	---	8
Cr-Co	8.3-9.2	218	0.30	720	665-1277	655	---
Aço inoxidável	7.9-8.1	200	0.30	190	350	600	40

O implante dentário de zircônia, dióxido cristalino de zircônio, emergiu como uma alternativa para o implante de titânio devido ao seu potencial para a osseointegração e por ter outras propriedades benéficas, como sua translucidez e cor branca que é semelhante aos dentes naturais [74],[76]. Devido à transição entre as diferentes reticulações cristalinas é originada uma força na superfície da zircônia, que produz uma mudança volumétrica no cristal onde a tensão é aplicada. Ao misturar o dióxido de zircônio (ZrO_2) ao óxido ítrio (Y_2O_3) obtém-se uma excelente estabilidade molecular e como tal melhores propriedades mecânicas são garantidas [70],[77]. Embora a sinterização seja muito complicada, esta combinação é atualmente a mais utilizada em aplicações biomédicas [77]. Além disso, esta cerâmica de alta resistência está a tornar-se na primeira escolha no tratamento de casos de implantes estéticos [68].

Outra característica que a zircônia oferece (e de extrema importância para a área da implantologia), é o facto de este material apresentar uma pequena afinidade à placa bacteriana, reduzindo assim o risco de inflamações nos tecidos circundantes [78].

Tabela 3.4 - Características de materiais cerâmicos para aplicações em implantes dentários
[19],[59],[72],[79],[80].

Material	Densidade (g/cm ³)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Limite de Cedência (MPa)	Resistência à Tração (MPa)	Resistência à Compressão (MPa)	Resistência à Flexão (MPa)
Alumina (Al_2O_3)	3.96	380	0.30	4100	310	3900	595
Zircônia (3Y-TZP)	6.05	210	0.30	1200	420	2000	900-1200
Hidroxiapatite	3.1	80-120	0.30	----	50	400-900	115-200

Apesar de se apresentarem como biocompatíveis, as cerâmicas como hidroxiapatite e vários tipos de óxidos de alumínio são menos utilizados, devido a documentação insuficiente e ao reduzido número de ensaios clínicos [24].

Entre os materiais poliméricos, o poli-éter-éter-cetona (PEEK) é uma opção viável para a fabricação de implantes dentários, sendo incolor e dotado de um módulo de elasticidade próximo ao do osso. No entanto, PEEK sozinho é geralmente bioinerte e precisa ser modificado. Estudos entretanto realizados, averiguaram a compatibilidade do PEEK conjuntamente com fibras de carbono e concluíram que esta solução permite uma estabilidade satisfatória para o implante [81]. De qualquer forma, novas investigações são necessárias para esses materiais, a fim de considerá-los como possíveis substitutos de titânio e zircônia para a fabricação de implantes dentários [69],[81].

Porcelana ($E = 68.9 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.28$), resina ($E = 2.7 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.35$), resina compósita ($E = 7 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.20$) e ligas de ouro ($E = 100 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.30$) são biomateriais recorrentes para a composição de coroas dentárias [75].

3.5 - Reabilitações para o Edentulismo e Atrofia Óssea

A prevalência da população idosa, bem como o aumento da esperança média de vida nas últimas décadas, aumenta gradualmente o número de pessoas que usam próteses dentárias [82]. As próteses implantadas tornaram-se usuais no final da década de 1960 devido ao seu sucesso a longo prazo. Embora os mesmos investigadores tivessem colocado a hipótese de usar um implante para cada dente ausente, este procedimento não é possível em todas as situações, especialmente onde a altura do osso é insuficiente [83].

A condição edêntula, e consequentemente a reabsorção óssea restringe o uso de implantes dentários e muitas vezes recorre-se ao uso de próteses em cantilever ou procedimentos de enxerto ósseo [45]. Na presença de uma prótese em cantilever, a tensão excessiva do implante pode ser observada, verificando-se um aumento de complicações biomecânicas e consequentemente a falha do implante [84]. A cirurgia de enxerto ósseo apresenta algumas limitações, incluindo procedimentos cirúrgicos múltiplos, morbilidade do paciente, maior risco de complicações, um período de tratamento mais longo, custos mais elevados e baixa aceitação do paciente [85],[86].

Assim, a combinações de vários implantes dentários têm levado ao desenvolvimento de soluções para resolver esses problemas garantindo de forma menos invasiva e em curtos intervalos de tratamento um menor custo, baixa morbilidade do paciente e uma melhor qualidade de vida [86].

O conceito all-in-four apresenta-se como uma opção terapêutica segura, eficaz e com alta taxa de sucesso [83]. Consiste em quatro implantes, distribuídos pelo tecido ósseo mandibular/maxilar, dois implantes axialmente e dois implantes inseridos inclinadamente para assim diminuir a concentração de tensão no osso e as forças de compressão na interface osso-implante [82],[83],[86],[87].

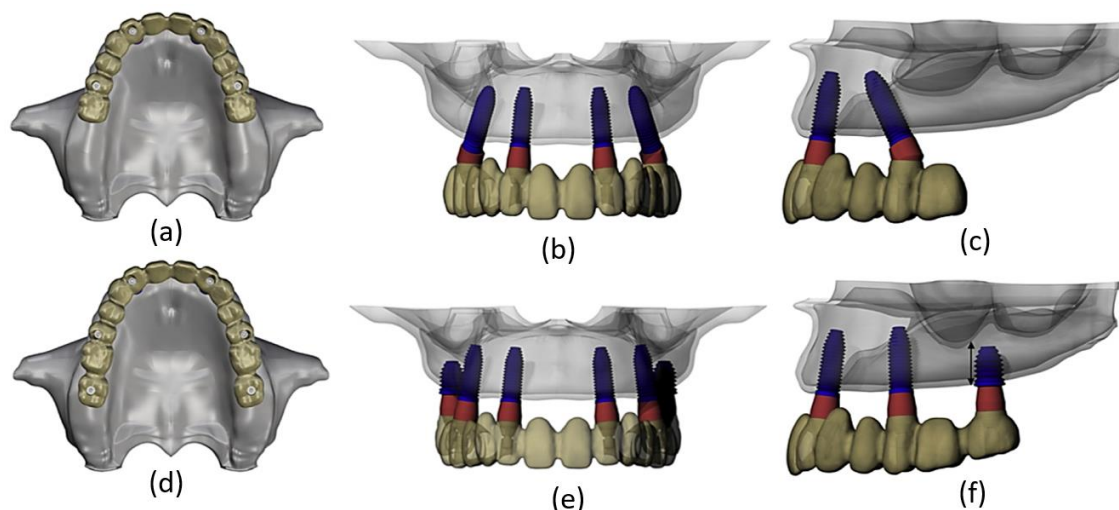


Figura 3.8 - Ilustração da aplicação do conceito all-in-four, onde (a) representa a vista oclusal, (b) vista frontal e (c) vista lateral, e o conceito all-in-six onde (d) representa a vista oclusal, (e) vista frontal e (f) vista lateral [86].

No entanto, o conceito all-in-four apresenta limitações relativamente à sobrevivência protética. Problemas como fratura protética, fratura da coroa, afrouxamento do pilar e fatores

que levam à sobrecarga da prótese, como bruxismo ou presença de cantilever longo, podem estar relacionados com a diminuição da taxa de sobrevivência protética deste conceito [86].

Assim, a inserção de um maior número de implantes será uma alternativa benéfica. Devido ao volume e anatomia da região posterior dos ossos maxilares, a colocação de implantes curtos (≤ 8 mm de comprimento) aumentam a estabilidade da prótese [86],[87]. O conceito de tratamento all-on-six, com a introdução de dois implantes curtos, torna-se assim uma terapia mais favorável para um melhor comportamento biomecânico em situações de edentulismo [87].

Os implantes zigomáticos foram introduzidos pela primeira vez por Branemark em 1988, que envolveu a inserção de um implante longo ancorado ao osso zigomático para proporcionar retenção e estabilidade para a prótese removível convencional [88],[89].

É normalmente definida uma altura óssea mínima de 10 mm para ser possível a colocação de implantes convencionais, mas nem sempre isto é verificado [90]. Quando o tecido ósseo maxilar não oferece retenção e suporte suficiente, a colocação de implantes zigomáticos pode aumentar a estabilidade da prótese, fornecendo uma base sólida para a restauração dentária fixa [91]. Trata-se de uma técnica avançada capaz de oferecer respostas a problemas de atrofia óssea severa. Diferenciam-se dos implantes convencionais pela sua fixação ao osso zigomático e por apresentarem dimensões e angulações específicas [92].

Os implantes zigomáticos são dispositivos com espiras de titânio comercialmente puro com uma superfície bem definida. Apresentam 8 comprimentos diferentes, variando de 30 a 52,5 mm. Apresentam uma cabeça angular única de 45° para compensar a angulação entre o osso zigomático e a maxila. A porção que envolve o osso zigomático tem um diâmetro de 4,0 mm, e a porção que envolve o processo alveolar maxilar apresenta um diâmetro de 4,5 mm a 5 mm [90].

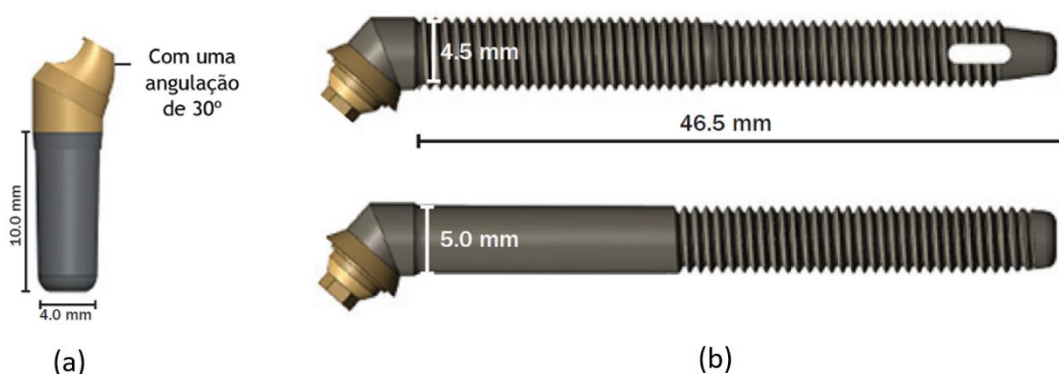


Figura 3.9 - (a) Implante convencional com angulação de 30° e (b) implantes zigomáticos e suas características [88].

Atualmente, dois tipos de tratamento são utilizados: dois implantes zigomáticos colocados bilateralmente em cada osso zigomático, ou dois implantes zigomáticos colocados em conjunto com pelo menos dois implantes convencionais na região anterior da maxila. A seleção da abordagem depende do grau de reabsorção óssea da maxila [88].

A redução do tamanho da prótese pode ser benéfica para resolver problemas relacionados com dificuldades fonéticas e preocupações de higiene oral. Uma das grandes vantagens desta técnica é o melhor desempenho biomecânico, oferecendo uma maior resistência mecânica à prótese dentária [93].

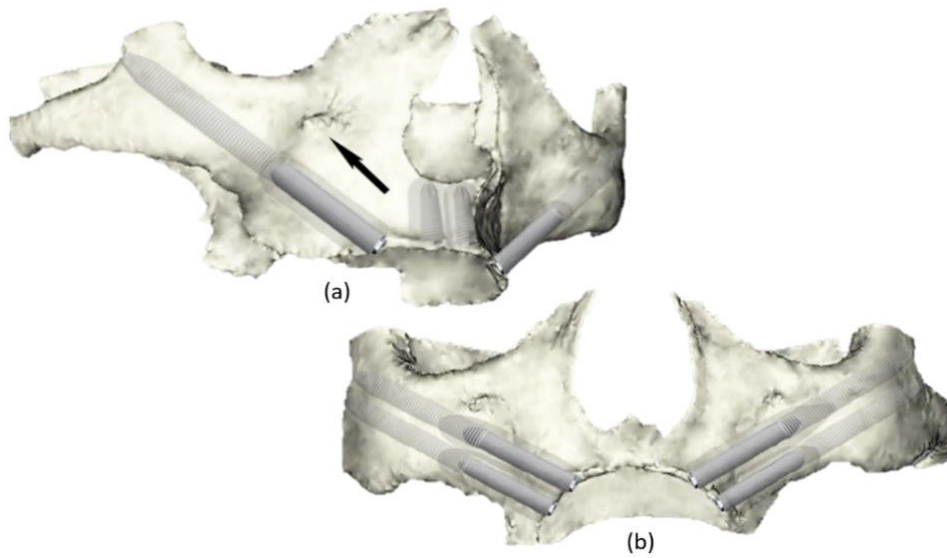


Figura 3.10 - Ilustração da inserção dos implantes zigomáticos em conceito all-in-four. (a) Dois implantes zigomáticos e dois convencionais e (b) quatro implantes zigomáticos [85].

As próteses apoiadas por implantes tornaram-se amplamente preferidas e são uma escolha de tratamento bem sucedido para pacientes edêntulos e com atrofia óssea severa pelo fato de apresentarem resultados funcionais e também esteticamente confiáveis [94].

Capítulo 4

Métodos Numéricos

Desde sempre houve a necessidade de compreender e explicar os fenómenos físicos da natureza, tais como a condução de calor, os campos eletromagnéticos, mecânica de fluidos ou a tensão em estruturas mecânicas. Estes fenómenos podem ser descritos por formulações matemáticas e previstos através equações diferenciais parciais. No entanto, estas equações apresentam extrema complexidade para serem resolvidas analiticamente, pelo facto de envolverem uma variedade de fatores intervenientes, tais como domínios multidimensionais, sistemas não lineares, estruturas complexas, sistemas de cargas e condições de fronteira. Por isso, os métodos numéricos, são uma ferramenta computacional poderosa para obter campos de soluções precisos e imediatos para tais problemas [95]. Devido ao desenvolvimento de computadores digitais de alta velocidade, a relação custo-eficácia dos procedimentos numéricos foi significativamente melhorado e esses métodos tornaram-se muito eficientes e confiáveis [96]. A mecânica computacional torna-se assim numa aliada fundamental, sem a qual muitas questões ficariam por resolver.

Este capítulo começa com uma sucinta abordagem ao Método de Elementos Finitos (FEM) e de seguida é realizada uma análise mais pormenorizada de dois métodos sem malha, o RPIM e NNRPIM, relatando alguns dos conceitos mais importantes desses dois métodos numéricos.

4.1 - Método de Elementos Finitos

O FEM consiste em dividir o domínio do problema com um número infinito de variáveis desconhecidas, num número finito de pequenas partes, chamadas elementos. Estes elementos apresentam um comportamento bem definido e passam a representar o domínio contínuo do problema, sendo interpolados por funções bases, as funções de forma [95]. A discretização do domínio em vários subdomínios denominados de elementos finitos que, interligados entre si por pontos denominados de nós constroem uma malha. É possível então reduzir um problema de extrema complexidade, num problema mais simples, o que possibilita ao computador solucioná-lo com maior eficácia. Esses elementos, podem apresentar diferentes formas, consoante o tipo e dimensão do problema, e possuem propriedades diferentes que permitem a discretização de estruturas com propriedades combinadas [96],[97]. A solução para o sistema global é obtida reunindo os resultados para cada elemento. A precisão dos resultados obtidos pelo Método de

Elementos Finitos depende da quantidade de nós e elementos e do tamanho da malha, ou seja, quanto menor for o tamanho e maior for o número de nós e elementos que constituem uma determinada malha, uma maior precisão será garantida [98].

O Método de Elementos Finitos é um método numérico bem conhecido e é utilizado em grande escala em diversas áreas da engenharia. No entanto, este método apresenta limitações. Devido à interpolação ser dependente da malha gerada, as malhas distorcidas ou de baixa qualidade levam a erros elevados. Além disso, não é adequado para tratar problemas com descontinuidades que não se alinham com as extremidades dos elementos [98].

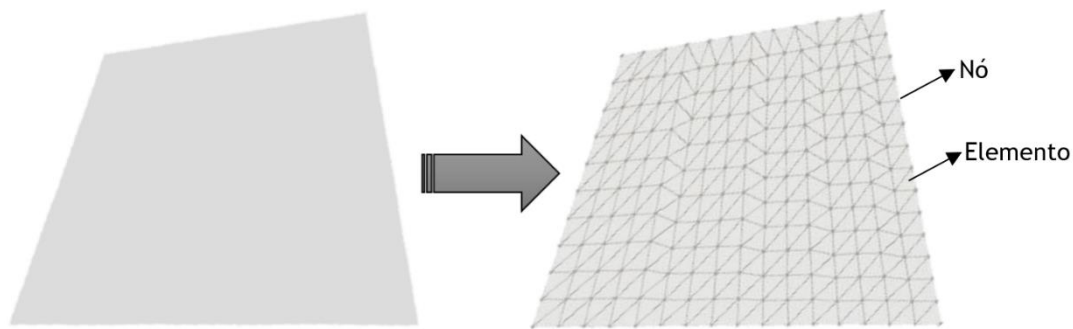


Figura 4.1 - Exemplo de uma malha discretizada para o FEM, (a) original, e (b) malha obtida após discretização.

4.2 - Métodos sem Malha

Embora o método de elementos finitos seja a ferramenta mais utilizada durante as últimas décadas para realizar simulações numéricas, este apresenta algumas limitações. Por isso, uma família de métodos amplamente desenvolvidos, globalmente conhecida como métodos sem malha, emergiu como uma escolha atrativa para uma variedade crescente de problemas [99]. Nos métodos sem malha, o domínio físico do problema é discretizado com uma distribuição nodal não estruturada, uma vez que as funções de campo são aproximadas dentro de um domínio de influência em vez de um elemento [6],[100]. Em oposição à regra da não-sobreposição entre elementos do método de elementos finitos, nos métodos sem malha, os domínios de influência podem e devem sobrepor-se uns aos outros. É possível definir e classificar um método numérico por três fases fundamentais: a construção das funções de forma, a formulação e a integração [6].

Os métodos sem malha, quanto à formulação, podem ser classificados em duas categorias. A primeira é a formulação forte que usa diretamente as equações diferenciais parciais que regem o fenômeno físico estudado para obter a solução [6]. O Smooth Particle Hydrodynamics (SPH), foi o primeiro método sem malha a ser proposto nesta categoria [100], sendo responsável pela origem do Reproducing Kernel Particle Method (RKPM). Um caminho paralelo sobre o desenvolvimento de métodos sem malhas foi iniciado na década de 1990. Este caminho alternativo utilizava a formulação fraca. A formulação fraca usa um princípio variável para minimizar o peso residual das equações diferenciais que governam o fenômeno. Esse resíduo é obtido substituindo a solução exata por uma função aproximada afetada por uma função de teste [6]. O primeiro método maduro sem malha a ser utilizado com esta formulação na

mecânica computacional foi o Diffuse Element Method (DEM) [6],[100], baseado no método de aproximação, os mínimos quadrados móveis [101].

Com a importância destas formulações um grande número de novos métodos foram desenvolvidos e propostos, como o Element Free Galerkin Method (EFGM) um dos mais conhecidos [6]. Outro método importante sem malha é o Meshless Local Petrov-Galerkin Method (MLPG) que inicialmente foi desenvolvido para resolver problemas de potencial linear e não-linear. Mais tarde, Oñate e colegas de trabalho desenvolveram um novo método sem malha, o Finite Point Method (FPM), que usa uma técnica de estabilização para realizar a integração numérica. Outro método de aproximação também proposto foi o Radial Basis Function Method (RBFM) [6],[100].

Embora os métodos aproximados sem malha tenham sido aplicados com sucesso na mecânica computacional, vários problemas não foram completamente resolvidos, pelo fato de muitas equações diferenciais que regem os fenômenos do mundo real não admitirem soluções suficientemente suaves [6]. O problema mais importante e não resolvido, é a falta da propriedade delta de Kronecker nas funções de aproximação, o que dificulta a imposição de condições essenciais e naturais, que têm de ser impostas através de técnicas numéricas computacionalmente caras, tal como os multiplicadores Lagrange [6],[100].

Assim para superar o problema acima mencionado, vários métodos de interpolação sem malha foram desenvolvidos, tais como o Point Interpolation Method (PIM), o Radial Point Interpolation Method (RPIM), o Natural Neighbour Finite Element Method (NNFEM) e o Natural Element Method (NEM). Mais recentemente, o Natural Radial Element Method (NREM) foi desenvolvido [6],[100],[102]. O NREM é um método eficaz e preciso, verdadeiramente sem malha, que apresenta uma conectividade nodal de baixa ordem. A combinação entre o NEM e o RPIM originou o Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method (NNRPIM) [6].

4.2.1 - Procedimento Genérico dos Métodos sem Malha

A única informação necessária para iniciar o processo é a localização espacial de cada nó que discretiza o domínio do problema. É importante salientar que esta distribuição nodal não forma uma malha, uma vez que não é necessário qualquer tipo de informação prévia sobre a relação entre cada nó para construir as funções de aproximação ou interpolação das funções de campo de variável desconhecidas [6]. É possível visualizar na Figura 4.2, uma ilustração desse processo.

Após a discretização, a conectividade nodal pode ser imposta usando domínios de influência ou diagramas Voronoï. Então, é necessário construir uma malha de integração de fundo, como no FEM, é comum usar malhas de integração Gaussianas instaladas no domínio problemático. No entanto, existem outras abordagens em métodos sem malha, tais como o uso da integração nodal, que recorrem aos diagramas de Voronoï para obter o peso de integração em cada nó [6]. O seguinte passo é o estabelecimento do sistema de equações, que pode ser formulado usando funções de aproximação ou interpolação. As funções de interpolação possuem uma propriedade importante, a saber, a propriedade delta de Kronecker, o que significa que a função obtida passa por todos os pontos dispersos em um domínio de influência. Esta propriedade é uma vantagem importante, uma vez que permite o uso das mesmas técnicas simples utilizadas no FEM para estabelecer as condições essenciais de fronteira [6].

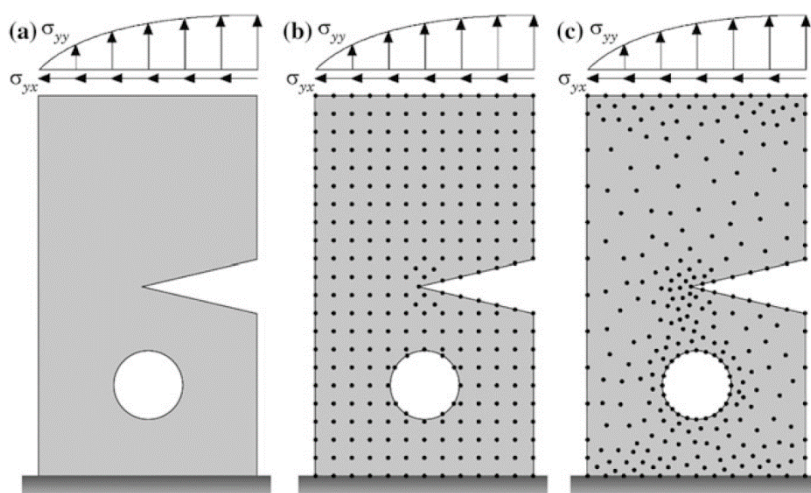


Figura 4.2 - Discretização nodal do domínio do problema: (a) domínio sólido; (b) discretização nodal regular; (c) discretização nodal irregular [6].

Assim, após uma breve análise do procedimento genérico dos métodos sem malha, é possível concluir que um método sem malha requer a presença e a combinação de três partes básicas: conectividade nodal, integração numérica e funções de forma. Esses três conceitos serão analisados e, dado que o RPIM e NNRPIM diferem em relação à conectividade nodal e à integração numérica, as seções a seguir explicarão detalhadamente essas diferenças.

4.2.2 - Conectividade Nodal

4.2.2.1 - RPIM

O RPIM usa a formulação de forma fraca de Galerkin para obter o sistema equações discretas. As funções de forma são construídas com base em polinômios e funções de base radial (RBF) [103]. No RPIM, a conectividade nodal é obtida pela sobreposição do domínio de influência de cada nó. Esses domínios de influência são encontrados através de uma pesquisa de um número específico de nós dentro de uma determinada área, para um problema 2D, ou de um determinado volume, para um problema 3D, e podem apresentar um tamanho fixo ou variável [6].

Para um espaço bidimensional, na Figura 4.3 são sugeridos dois tipos de domínios de tamanho fixo: a influência de domínio de forma retangular (Figura 4.3(a)) e a influência de domínio de forma circular (Figura 4.3(b)) [6]. Ao analisar estas figuras, é possível visualizar que domínios de influência com diferentes formas e tamanhos originam uma conectividade nodal diferente. Além disso, dependendo da distribuição espacial nodal inicial, os domínios de influência obtidos podem ser desequilibrados, não contendo um número de nós aproximadamente constante. Todos esses fatores podem influenciar na solução final do problema e diminuir a precisão na análise numérica. Portanto, para superar essas limitações, o RPIM usa domínios de influência de tamanho variável que garantem que o domínio de influência de cada nó contenha o mesmo número de nós, porque é importante que as funções de forma tenham o mesmo grau de complexidade. Assim, realizando uma busca radial e usando o ponto de interesse x_I como centro, os n nós mais próximos são encontrados. Na Figura 4.3(c), este processo é evidenciado, culminando em uma conectividade nodal

constante que evita os problemas numéricos previamente identificados. A densidade da discretização nodal não influencia o número de nós dentro do domínio de influência [6]. A literatura recomenda o uso de $n = [9, 16]$ nós dentro do domínio de influência para problemas bidimensionais [6],[103],[104] e $n = [27, 70]$ para problemas tridimensionais [98],[99],[103],

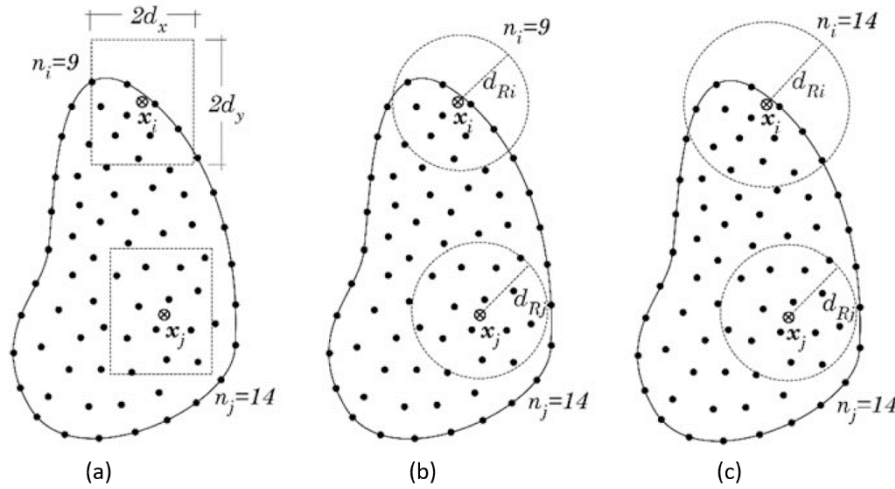


Figura 4.3 - Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) domínio de influência de forma retangular fixa, (b) domínio de influência de forma circular fixa e (c) domínio de influência de forma circular flexível [6].

4.2.2.2 - NNRPIM

O NNRPIM é uma técnica avançada de discretização que combina o conceito geométrico de vizinho natural com os interpoladores de pontos radiais (RPI) [6].

Para impor a conectividade nodal, o domínio da influência é substituído pelo conceito de células de influência. Para obter as células de influência, o NNRPIM depende de construções geométricas e matemáticas, como os diagramas Voronoi [6].

O diagrama de Voronoi de N constitui a partição do domínio definido por Ω em sub-regiões V_i , fechadas e convexas. Cada uma destas sub-regiões V_i está associada a um nó n_i . Assim, todos os pontos dentro de V_i estão mais próximos de n_i do que qualquer outro nó, $n_j \in N \wedge i \neq j$. Para $x_i \in \mathbb{R}^2$, a célula de Voronoi é definida por [6]:

$$V_i := \{x_i \in \Omega \subset \mathbb{R}^2: \|x_i - x_i\| < \|x_i - x_j\|, \quad \forall i \neq j\} \quad (4.1)$$

sendo que x_i é um ponto de interesse do domínio e $\|\cdot\|$ representa a distância entre o ponto de interesse x_i e os nós definidos pelas coordenadas x_i e x_j [6]. Assim, o diagrama Voronoi é definido por:

$$V = \{V_1, V_2, \dots, V_N\} \quad (4.2)$$

Na Figura 4.4(a), é representado um conjunto nodal em um espaço bidimensional. Considerando que o objetivo é determinar a célula Voronoi V_o do nó n_o , inicialmente, é necessário escolher os potenciais vizinhos [6].

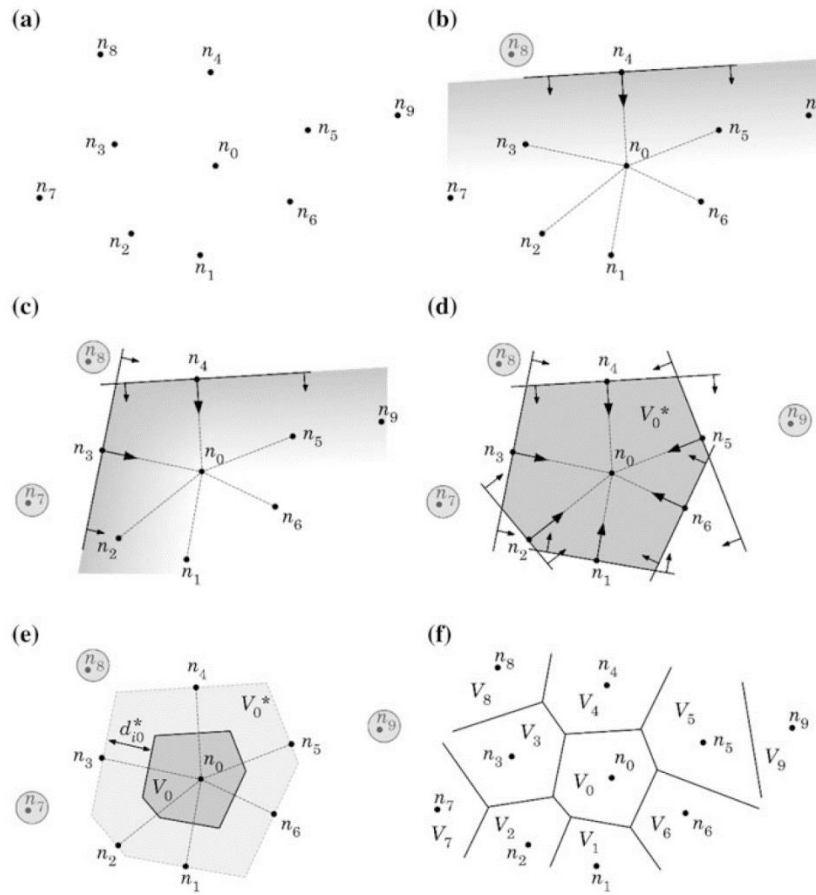


Figura 4.4 - (a) Conjunto nodal inicial, (b) primeiro plano experimental, (c) segundo plano experimental, (d) célula provisória de Voronoï, (e) célula de Voronoï do nó n_0 e (f) diagrama de Voronoï [6].

Os nós que não estão incluídos na seleção provisória são descartados. Após este passo, um dos nós é selecionado como potencial vizinho, por exemplo o nó n_4 , Figura 4.4(b), e o vetor \mathbf{u}_{40} é determinado:

$$\mathbf{u}_{40} = \frac{(\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_4)}{\|\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_4\|} \quad (4.3)$$

em que $\mathbf{u}_{40} = \{u_{40}, v_{40}, w_{40}\}$. Posteriormente, é estabelecido um plano. Os nós que não obedecerem à condição seguinte são excluídos:

$$u_{40}x + v_{40}y + w_{40}z \geq (u_{40}x_4 + v_{40}y_4 + w_{40}z_4) \quad (4.4)$$

Este procedimento é repetido para cada nó do conjunto inicial de nós, como é possível observar na Figura 4.4(c). Na Figura 4.4(d), é representado todos os 6 vizinhos naturais do nó n_0 , e é possível ver que os nós n_7 , n_8 e n_9 não pertencem ao conjunto referido, porque não respeitam a Equação (4.4), mencionada anteriormente [6].

Tendo já obtido a célula Voronoï provisória, agora é possível obter uma definitiva, como mostrado na Figura 4.4(e). A distância entre o nó n_0 e a fronteira da célula de Voronoï é dada por:

$$d_{oi}^* = \frac{d_{oi}}{2} = \frac{\|\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_i\|}{2} \quad (4.5)$$

Para obter as restantes células de Voronoï, aplica-se um procedimento semelhante, como é visualizado na Figura 4.4(f) [6].

Como mencionado anteriormente neste trabalho, em métodos sem malha, a conectividade nodal é obtida pela sobreposição dos domínios de influência de cada ponto de interesse. Para responder às desvantagens da abordagem mostrada na seção 4.2.2.1 e descrita na Figura 4.3(a), o conceito de célula de influência foi desenvolvido e é utilizado pelo NNRPIM [6].

Em relação ao nível de conectividade nodal, as células de influência podem ser células de influência de primeiro grau ou células de influência de segundo grau, como se pode visualizar na Figura 4.5(a) e Figura 4.5(b), respectivamente.

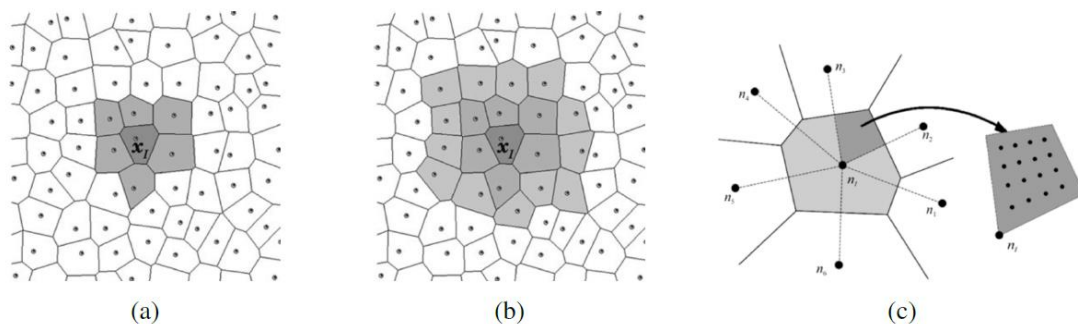


Figura 4.5 - (a) Células de influência de primeiro grau, (b) células de influência de segundo grau e (c) representação das sub-células que formam a célula de Voronoï e a representação esquemática de pontos de integração 4x4 dentro de uma sub-célula [106].

A célula de influência também é composta por um conjunto de n nós que contribuem para a interpolação do ponto de interesse x_I . No entanto, o conjunto de n nós é encontrado usando o Diagrama Voronoï em vez de distâncias radiais. Então, para estabelecer um ponto de interesse, x_I , começa-se por procurar os seus nós vizinhos seguindo a construção de Voronoï do Vizinho Natural, apresentada anteriormente, e considerando apenas os seus primeiros vizinhos naturais, as células de influência de primeiro grau são obtidas. Então, com base novamente no diagrama de Voronoï, os vizinhos naturais dos primeiros vizinhos naturais de x_I são adicionados à célula de influência que constituem as células de influência de segundo grau. Portanto, como esperado, o uso de células de influência de segundo grau geralmente leva a melhores resultados numéricos [6].

4.2.3 - Integração Numérica

4.2.3.1 - RPIM

Para a integração numérica, o RPIM usa o esquema de quadratura Gauss-Legendre. Inicialmente, o domínio sólido é dividido em uma grelha regular como ilustrado na Figura 4.6(a). Então, cada célula de fundo é preenchida com pontos de integração, respeitando a regra de quadratura de Gauss-Legendre, conforme ilustrado na Figura 4.6(b).

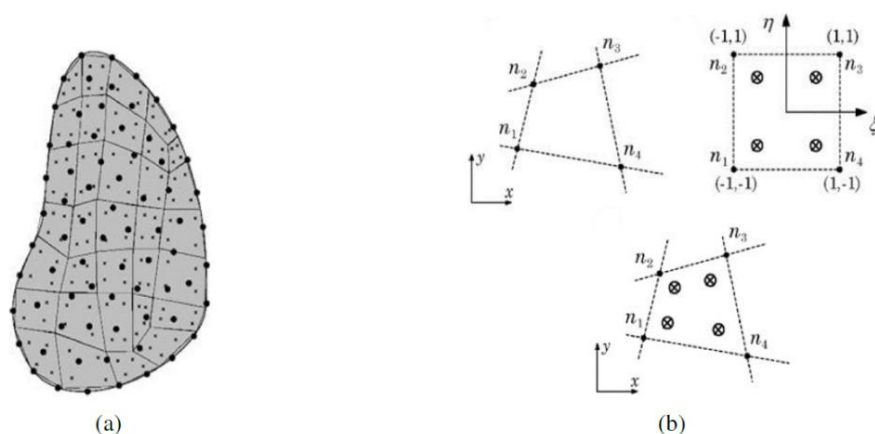


Figura 4.6 - (a) Malha de integração gaussiana e (b) transformação do quadrilátero inicial em uma forma quadrada isoparmétrica e aplicação da regra do ponto de quadratura 2x2 [6].

As coordenadas cartesianas dos pontos de quadratura são obtidas usando funções de interpolação isoparmétricas, N_i , para formas triangulares:

$$N_1(\xi, \eta) = 1 - \xi - \eta \quad (4.6)$$

$$N_2(\xi, \eta) = \eta$$

$$N_3(\xi, \eta) = \xi$$

Tabela 4.1 - Coordenadas dos pontos de integração e pesos para as "células" triangulares.

Pontos	ξ	η	Peso	Representação
A	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{2}$	
a	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	
b	$\frac{2}{3}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	
c	$\frac{1}{6}$	$\frac{2}{3}$	$\frac{1}{6}$	
a	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$-\frac{27}{96}$	
b	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{25}{96}$	
c	$\frac{3}{5}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{25}{96}$	
d	$\frac{1}{5}$	$\frac{3}{5}$	$\frac{25}{96}$	

E para quadriláteros:

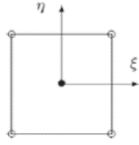
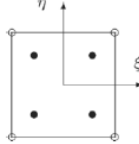
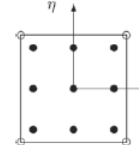
$$N_1(\xi, \eta) = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 - \eta) \quad (4.7)$$

$$N_2(\xi, \eta) = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 + \eta)$$

$$N_3(\xi, \eta) = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 + \eta)$$

$$N_4(\xi, \eta) = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 - \eta)$$

Tabela 4.2 - Coordenadas dos pontos de integração e pesos para as "células" dos quadriláteros.

Pontos	ξ	η	Peso	Representação
a	0	0	4	
a	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
b	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
c	$-\frac{1}{\sqrt{3}}$	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
d	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	$+\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	
a	$-\sqrt{3/5}$	$-\sqrt{3/5}$	$\frac{25}{81}$	
b	0	$-\sqrt{3/5}$	$\frac{40}{81}$	
c	$+\sqrt{3/5}$	$-\sqrt{3/5}$	$\frac{25}{81}$	
d	$-\sqrt{3/5}$	0	$\frac{40}{81}$	
e	0	0	$\frac{64}{81}$	
f	$+\sqrt{3/5}$	0	$\frac{40}{81}$	
g	$-\sqrt{3/5}$	$+\sqrt{3/5}$	$\frac{25}{81}$	
h	0	$+\sqrt{3/5}$	$\frac{40}{81}$	
i	$+\sqrt{3/5}$	$+\sqrt{3/5}$	$\frac{25}{81}$	

As coordenadas cartesianas são dadas pelas seguintes equações:

$$\begin{aligned} x &= \sum_{i=1}^m N_i(\xi, \eta) \cdot x_i \\ y &= \sum_{i=1}^m N_i(\xi, \eta) \cdot y_i \end{aligned} \quad (4.8)$$

onde $N_i(\xi, \eta)$ é a função de forma isoparamétrica, m representa o número de nós dentro da célula considerada e x_i e y_i representam as coordenadas cartesianas dos nós das células.

O peso de integração do ponto de quadratura é obtido multiplicando o peso isoparamétrico do ponto de quadratura com o determinante da matriz Jacobiana da respetiva célula [6].

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial x}{\partial \eta} \\ \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \eta} \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

A integração da equação diferencial é,

$$\int_{-1}^1 \int_{-1}^1 f(\mathbf{x}) dx dy = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \omega_i \omega_j f(\mathbf{x}) \quad (4.10)$$

onde ω_i e ω_j são o peso em cada direção do ponto de integração \mathbf{x} .

Este método de integração pode ser extrapolado para problemas tridimensionais usando sólidos tetraédicos [6].

4.2.3.2 - NNRPIM

Como o NNRPIM usa a formulação fraca de Galerkin, é necessária uma malha de integração de fundo. Neste método, a malha de integração é obtida usando diretamente e exclusivamente a distribuição nodal, ou seja, o diagrama de Voronoï previamente construído [102]. Usando a triangulação Delaunay, a área de cada célula Voronoï é subdividida em várias sub-áreas. Portanto, a área da célula de Voronoï do nó x_j , A^{Vj} , é dividida em k sub-células A_i^{Vj} . Logo, a área da célula de Voronoï é igual à soma da área de cada sub-célula, tal como indica a equação:

$$A^{Vj} = \sum_{i=1}^k A_i^{Vj} \quad (4.11)$$

Então, seguindo a regra da quadratura Gauss-Legendre, é possível distribuir pontos de integração dentro de cada sub-área A_i^{Vj} . Na Figura 4.5(c), é exemplificada uma distribuição 4x4. Ao repetir o procedimento mencionado para as células Voronoï N , a partir do diagrama de Voronoï, obtém-se a malha de integração de fundo que discretiza o domínio do problema.

Pesquisas precedentes sobre o NNRPIM mostram que um ponto de integração por sub-área A_i^V é suficiente para uma integração com precisão das equações integro-diferenciais [102], [106].

4.2.4 - Funções de Interpolação

As funções de interpolação considerando ambos os métodos, RPIM e NNRPIM, possuem a propriedade delta de Kronecker, perfazendo a seguinte condição:

$$\varphi_i(\mathbf{x}_j) = \delta_{ij} \quad (4.12)$$

sendo, δ_{ij} o delta de Kronecker. $\delta_{ij}=1$ se $i = j$ e $\delta_{ij}=0$ se $i \neq j$. Esta propriedade simplifica muito o processo de imposição das condições essenciais de fronteira, pois permite aplicá-las diretamente na matriz de rigidez, reduzindo assim o custo computacional.

As funções de interpolação para ambos os métodos são determinadas usando a técnica RPI [103], que requer a combinação de uma base polinomial com um RBF. Portanto, considerando o valor da função $u(\mathbf{x}_I)$, definida no domínio $\Omega \subset \mathbb{R}^2$, no ponto de interesse \mathbf{x}_I , é definido por:

$$u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) \cdot a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) \cdot b_j(\mathbf{x}_I) = \mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) \cdot \mathbf{a}(\mathbf{x}_I) + \mathbf{p}^T \cdot \mathbf{b}(\mathbf{x}_I) \quad (4.13)$$

onde $R_i(\mathbf{x}_I)$ é a RBF, a função de base radial, $p_j(\mathbf{x}_I)$ é a função de base polinomial e $a_i(\mathbf{x}_I)$ e $b_j(\mathbf{x}_I)$ são coeficientes não constantes associados respectivamente [106]. Além disso, n é o número de nós dentro da célula de influência de \mathbf{x}_I e m é o termo polinomial que normalmente $m < n$ de modo a garantir uma função estável.

Na equação seguinte são definidos os vetores da Equação 4.13:

$$\mathbf{R}(\mathbf{x}_I) = \{R_1(\mathbf{x}_I), R_2(\mathbf{x}_I), \dots, R_n(\mathbf{x}_I)\}^T \quad (4.14)$$

$$\mathbf{p}(\mathbf{x}_I) = \{p_1(\mathbf{x}_I), p_2(\mathbf{x}_I), \dots, p_m(\mathbf{x}_I)\}^T \quad (4.15)$$

$$\mathbf{a}(\mathbf{x}_I) = \{a_1(\mathbf{x}_I), a_2(\mathbf{x}_I), \dots, a_n(\mathbf{x}_I)\}^T \quad (4.16)$$

$$\mathbf{b}(\mathbf{x}_I) = \{b_1(\mathbf{x}_I), b_2(\mathbf{x}_I), \dots, b_m(\mathbf{x}_I)\}^T \quad (4.17)$$

A variável definida na RBF é a distância r_{Ii} entre o ponto de interesse \mathbf{x}_I e o nó vizinho \mathbf{x}_i , dada por:

$$r_{Ii} = |\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_I| \quad (4.18)$$

A formulação geral da Multiquadric (MQ) para as funções RBF, [107] é:

$$R_i(\mathbf{x}_I) = R(r_{Ii}) = (r_{Ii}^2 + c^2)^p \quad (4.19)$$

onde c e p são os dois parâmetros de forma que devem ser considerados como $c = 0,0001$ e $p = 0,9999$ para maximizar o desempenho do método [6], [102]. A variação desses parâmetros

afeta significativamente o desempenho da RBF. As funções de base polinomial utilizadas apresentam o seguinte termo monomial:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) = [1, x, y, x^2, xy, y^2, \dots] \quad (4.20)$$

A função de base polinomial utilizada para análise 2D é:

$$\text{Base nula } (m = 0) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{0\} \quad (4.21)$$

$$\text{Base constante } (m = 1) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1\} \quad (4.22)$$

$$\text{Base linear } (m = 3) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y\} \quad (4.23)$$

$$\text{Base quadrática } (m = 6) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y, x^2, xy, y^2\} \quad (4.24)$$

Seguindo o mesmo procedimento, para 3D, a base polinomial pode ser escrita como:

$$\text{Base nula } (m = 0) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{0\} \quad (4.25)$$

$$\text{Base constante } (m = 1) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1\} \quad (4.26)$$

$$\text{Base linear } (m = 4) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y, z\} \quad (4.27)$$

$$\text{Base quadrática } (m = 10) - \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y, z, x^2, xy, y^2, yz, z^2, xz\} \quad (4.28)$$

Quando a base nula é usada, o termo polinomial da Equação (4.13) desaparece. Ao usar outra base polinomial, para obter uma aproximação única, o termo polinomial deve satisfazer o seguinte requisito:

$$\sum_{i=1}^n p_j(\mathbf{x}_i) a_i(\mathbf{x}_i) = \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_i) \mathbf{a}(\mathbf{x}_i) = 0, \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (4.29)$$

Sendo a matriz de funções de base radial,

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{12}) & \cdots & R(r_{1n}) \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \cdots & R(r_{2n}) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \cdots & R(r_{nn}) \end{bmatrix} \quad (4.30)$$

e o vetor dos valores da função nodal para os nós na célula de influência,

$$\mathbf{u}_s = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}^T \quad (4.31)$$

e combinado com a Equação (4.29) obtém-se uma forma de matriz da Equação (4.13) [108]:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{p} \\ \mathbf{p}^T & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} \Leftrightarrow \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_n \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{12}) & \cdots & R(r_{1n}) & 1 \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \cdots & R(r_{2n}) & 1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \cdots & R(r_{nn}) & 1 \\ 1 & 1 & \cdots & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a_1(x_1) \\ a_2(x_1) \\ \vdots \\ a_n(x_1) \\ b(x_1) \end{Bmatrix} \quad (4.32)$$

Assim, é possível determinar o valor dos coeficientes não constantes da Equação (4.13) com:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{p} \\ \mathbf{p}^T & 0 \end{bmatrix}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.33)$$

Recordando que um certo valor de variável de campo para um ponto de interesse \mathbf{x}_I é interpolado usando os valores de função de forma obtidos nos nós dentro do domínio de suporte de \mathbf{x}_I , agora é possível definir a função de interpolação, substituindo na Equação (4.13) o resultado de Equação (4.33). A função de interpolação, $\Phi(\mathbf{x}_I) = \{\varphi_1(\mathbf{x}_I), \varphi_2(\mathbf{x}_I), \dots, \varphi_n(\mathbf{x}_I)\}$ para um ponto de interesse \mathbf{x}_I é então definida por:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \Phi(\mathbf{x}_I) \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.34)$$

Por fim, o valor da função de interpolação no ponto de interesse $\varphi(\mathbf{x}_I)$, pode então ser determinado usando:

$$\varphi(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \mathbf{M}^{-1} = \{\varphi_1(\mathbf{x}_I), \varphi_2(\mathbf{x}_I), \dots, \varphi_n(\mathbf{x}_I)\} \quad (4.35)$$

Capítulo 5

Fundamentos da Mecânica dos Sólidos

A Mecânica dos Sólidos estuda a deformação e o movimento sob a ação das forças. Sabe-se que sólidos e estruturas submetidas a forças ficam sujeitas a tensões. Essas tensões levam a deformações, que podem ser interpretadas como deformações internas ou deslocamentos relativos [6]. O presente capítulo aborda os fundamentos da Mecânica dos Sólidos, para sólidos tridimensionais (3D), onde conceitos como a tensão e deformação são descritos, seguidos de uma explicação do equilíbrio e das equações constitutivas utilizadas.

5.1 - Fundamentos

O estudo da Mecânica dos Sólidos é dedicado principalmente às relações entre a tensão e deformação e deslocamento, para determinadas condições sólidas e de fronteira (forças externas e restrições de deslocamentos). Assim, ao analisar uma deformação, a consequente alteração na configuração do corpo é definida em termos de tensão e deformação. Desta forma, o trabalho virtual pode ser expresso como um integral sobre o volume corporal conhecido. É importante garantir que o tensor de tensão e o tensor de deformação sejam referidos no mesmo estado deformado. Para representar as tensões da configuração atual, o tensor de tensão simétrico de Cauchy, Λ , [6] pode ser expresso como:

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

Este trabalho, usa a notação Voigt, expressando tensores em vetores de coluna. Portanto, o tensor de tensão, Λ , é reduzido ao vetor de tensão σ ,

$$\sigma = \{\sigma_{xx} \quad \sigma_{yy} \quad \sigma_{zz} \quad \sigma_{xy} \quad \sigma_{yz} \quad \sigma_{zx}\}^T \quad (5.2)$$

e o tensor de deformação, E , para o vetor de deformação ε ,

$$\varepsilon = \{\varepsilon_{xx} \quad \varepsilon_{yy} \quad \varepsilon_{zz} \quad \varepsilon_{xy} \quad \varepsilon_{yz} \quad \varepsilon_{zx}\}^T \quad (5.3)$$

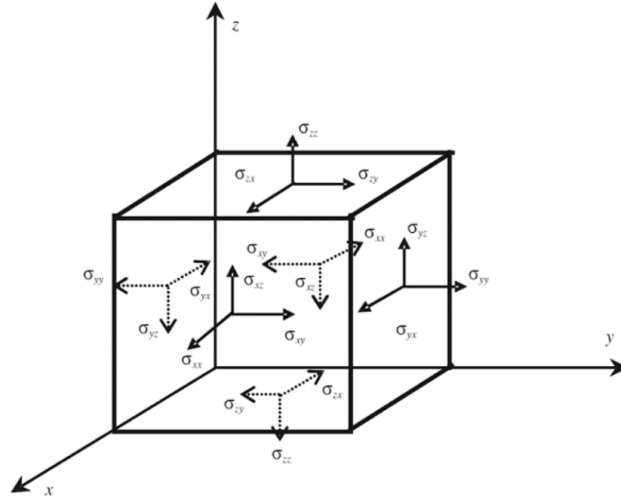


Figura 5.1 - Componentes de tensão independentes no volume cúbico infinitesimal [97].

Os sólidos podem mostrar comportamentos diferentes, dependendo do material. Neste trabalho, apenas os materiais isotrópicos linearmente elásticos são considerados. Os materiais isotrópicos podem ser completamente descritos por apenas duas propriedades, o módulo de elasticidade, E e o coeficiente de Poisson, ν . Assim, a relação entre tensão e a deformação no domínio sólido é dada pela equação constitutiva, conhecida como Lei de Hooke,

$$\sigma = c\varepsilon \quad (5.4)$$

onde c é a matriz constitutiva do material, definida por:

$$c = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

Esta matriz constitutiva também pode ser obtida pelo inverso da matriz de conformidade do material, $c = s^{-1}$. Para um material anisotrópico e considerando uma formulação tridimensional, a matriz s é definida por:

$$s = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yx}}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zx}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_{xx}} & \frac{1}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zy}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yz}}{E_{yy}} & \frac{1}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

sendo E_{ij} o módulo de elasticidade, ν_{ij} o coeficiente de Poisson e G_{ij} o limite de cedência do material na direção i e j . Devido à simetria, a seguinte relação pode ser estabelecida,

$$E_i \nu_{ji} = E_j \nu_{ij} \quad (5.7)$$

Considerando agora o campo de deslocamento que é composto pelo deslocamento nas direções x , y e z , este pode ser definido como:

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u(x, y, z) \\ v(x, y, z) \\ w(x, y, z) \end{Bmatrix} \quad (5.8)$$

As componentes de deformação são obtidas das derivadas do campo de deslocamento de acordo com as seguintes equações:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x} \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{\partial v}{\partial y} \\ \varepsilon_{zz} &= \frac{\partial w}{\partial z} \\ \varepsilon_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \varepsilon_{xz} &= \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \\ \varepsilon_{yz} &= \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \end{aligned} \quad (5.9)$$

Assim, o vetor de deformação pode ser definido pela combinação de operador diferencial parcial \mathbf{L} com o campo de deslocamento \mathbf{u} ,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L}\mathbf{u} \quad (5.10)$$

Sendo que \mathbf{L} é dado por:

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix}^T \quad (5.11)$$

5.2 - Forma Fraca

As equações do sistema de forma forte são as equações diferenciais parciais que regem o fenómeno físico estudado. O ideal seria obter a solução exata das equações do sistema de forma forte, no entanto, esta é geralmente uma tarefa extremamente difícil em problemas complexos de engenharia prática.

Por outro lado, as formulações baseadas em formas fracas dão um sistema de equações discretizado, mas com uma consistência mais fraca nas funções de aproximação ou interpolação. Esta formulação é capaz de produzir equações de sistemas algébricos estáveis e resultados mais precisos [6],[97].

5.2.1 - Forma Fraca de Galerkin

Neste trabalho, o sistema de equações discretas é obtido usando a forma fraca de Galerkin, que é um método variacional baseado no princípio de energia. Considerando um sólido com um domínio Ω delimitado por Γ , como ilustrado na Figura 5.2. A superfície sólida contínua na qual as forças externas \bar{t} são aplicadas é denotada como Γ_t (fronteira natural) e a superfície onde os deslocamentos são restritos é denotada como Γ_u (fronteira essencial).

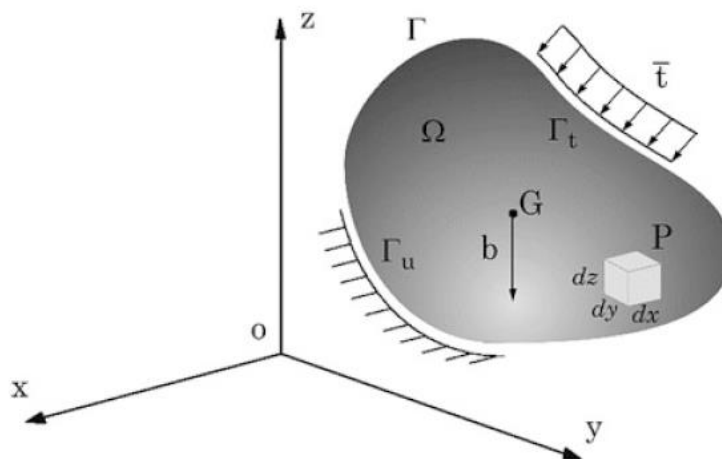


Figura 5.2 - Sólido contínuo sujeito a forças do corpo e de superfície aplicadas [6].

Entre todas as configurações de deslocamento possíveis que satisfaçam as condições de compatibilidade, as condições de fronteira essenciais (cinemática e deslocamento) e as condições de tempo inicial e final, a configuração da solução real correspondente é aquela que minimiza o funcional Lagrangiano, L ,

$$L = T - U - W_f \quad (5.12)$$

sendo T a energia cinética, U a energia de deformação e W_f o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é dado por:

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad (5.13)$$

onde o volume do sólido é definido por Ω e $\dot{\mathbf{u}}$ é a primeira derivação do deslocamento em relação ao tempo, isto é, a velocidade, e ρ é a densidade de massa sólida. A energia de deformação, para materiais elásticos, é definida por:

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad (5.14)$$

sendo $\boldsymbol{\varepsilon}$ o vetor de deformação e $\boldsymbol{\sigma}$ o vetor de tensão.

O trabalho produzido pelas forças externas pode ser expresso como,

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.15)$$

em que \mathbf{u} representa o deslocamento, \mathbf{b} as forças do corpo e Γ_t o limite de tração onde as forças externas $\bar{\mathbf{t}}$ são aplicadas.

Portanto, a forma fraca Galerkin pode ser representada como:

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.16)$$

Minimizando a Equação (5.16) obtém-se:

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] dt = 0 \quad (5.17)$$

Movendo o operador de variação δ para dentro do integral,

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}}) d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] dt = 0 \quad (5.18)$$

Integrando o segundo termo da Equação (5.18),

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} \quad (5.19)$$

como os dois termos na Equação (5.19) são escalares, a transposição não afeta o resultado assim,

$$\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} = (\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma})^T = \delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} \quad (5.20)$$

Usando a equação constitutiva, $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon}$, e a propriedade simétrica da matriz do material, $\mathbf{c}^T = \mathbf{c}$, é possível escrever:

$$\delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta(\mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon})^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.21)$$

Portanto, a Equação (5.19) torna-se

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = 2 \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.22)$$

Retomando a Equação (5.18), esta pode ser expressa como:

$$-\rho \int_{\Omega} (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t = 0 \quad (5.23)$$

Considerando a relação tensão-deformação, $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon}$, e a relação de deformação-deslocamento, $\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u}$, a Equação (5.23) pode ser rearranjada na seguinte expressão,

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L} \mathbf{u})^T \mathbf{c} (\mathbf{L} \mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t + \int_{\Omega} \rho (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega = 0 \quad (5.24)$$

que é a forma fraca genérica de Galerkin escrita em termos de deslocamento, muito útil para problemas da mecânica dos sólidos. Em problemas estáticos, o quarto termo de Equação (5.24) desaparece.

5.3 - Sistema Discreto de Equações

O sistema discreto de equações para métodos sem malha é obtido com base no princípio de trabalho virtual, sendo as funções de forma apresentadas no capítulo 4 como funções de teste.

A função de teste, $u(x_I)$, para os métodos sem malha pode ser expressa como,

$$u(x_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) u_i \quad (5.25)$$

onde $\varphi_i(x_I)$ é a função de aproximação ou interpolação do método sem malha e u_i é o parâmetro nodal do nó i , pertencente ao conjunto dos n nós que formam o domínio de influência do ponto de integração x_I .

Considerando a equação anterior, pode-se escrever os deslocamentos virtuais como,

$$\delta u(x_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \delta u_i \quad (5.26)$$

Assim, substituindo as Equações (5.25) e (5.26) na equação de forma fraca Galerkin, Equação (5.24), para problemas estáticos vem,

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} \left(\sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \delta u_i \right)^T \mathbf{L}^T \mathbf{c} \mathbf{L} \left(\sum_{j=1}^n \varphi_j(x_I) u_j \right) d\Omega \\ - \int_{\Omega} \left(\sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \delta u_i \right)^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma^t} \left(\sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \delta u_i \right)^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0 \end{aligned} \quad (5.27)$$

Para eliminar os somatórios da equação anterior, pode-se substituí-los por equações matriciais. Inicialmente, para o caso 3D, pode-se definir a matriz de funções de aproximação ou interpolação para o ponto de interesse x_I como,

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\varphi}(x_I) \\ = \begin{bmatrix} \varphi_1(x_I) & 0 & 0 & \varphi_2(x_I) & 0 & 0 & \cdots & \varphi_n(x_I) & 0 & 0 \\ 0 & \varphi_1(x_I) & 0 & 0 & \varphi_2(x_I) & 0 & \cdots & 0 & \varphi_n(x_I) & 0 \\ 0 & 0 & \varphi_1(x_I) & 0 & 0 & \varphi_2(x_I) & \cdots & 0 & 0 & \varphi_n(x_I) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.28)$$

Assim, a Equação (5.27) também pode ser escrita, na forma de matriz, dada pela seguinte expressão:

$$\begin{aligned} \delta \mathbf{u}_I^T \int_{\Omega} [(\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{L}^T] \mathbf{c} [\mathbf{L} \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I)] d\Omega \mathbf{u}_I \\ - \delta \mathbf{u}_I^T \int_{\Omega} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega - \delta \mathbf{u}_I^T \int_{\Gamma^t} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0 \end{aligned} \quad (5.29)$$

Considerando \mathbf{u}_I como o vetor de deslocamento nodal de todos os nós n dentro do domínio de influência, que pode ser expresso como,

$$\mathbf{u}_I = \{u_1, v_1, w_1, u_2, v_2, w_2 \dots u_n, v_n, w_n\}^T \quad (5.30)$$

Relembrando a matriz dos operadores diferenciais parciais, \mathbf{L} , podemos então definir a matriz de deformabilidade $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$, para o ponto de interesse \mathbf{x}_I , como a multiplicação da matriz entre \mathbf{L} e $\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I)$, obtendo:

$$\mathbf{B}_i(\mathbf{x}_I) = \mathbf{L} \boldsymbol{\varphi}_i(\mathbf{x}_I) = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} & 0 \\ 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} \\ 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (5.31)$$

Note-se que a matriz $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$ é composta por todas as n matrizes $\mathbf{B}_i(\mathbf{x}_I)$, uma para cada nó no domínio de influência. Finalmente, apresenta-se a matriz de deformação da Equação (5.29),

$$\delta \mathbf{u}_I^T = \left[\int_{\Omega} (\mathbf{B}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{c} \mathbf{B}(\mathbf{x}_I) d\Omega \mathbf{u}_I - \int_{\Omega} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma^t} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] = 0 \quad (5.32)$$

o que leva à equação de equilíbrio estático local para o domínio de influência:

$$- \int_{\Omega} (\mathbf{B}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{c} \mathbf{B}(\mathbf{x}_I) d\Omega \mathbf{u}_I + \int_{\Omega} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma^t} (\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I))^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0 \quad (5.33)$$

onde o primeiro integral corresponde à matriz de rigidez local, \mathbf{K}_I , e os outros dois integrais podem ser agrupadas constituindo o vetor de força local \mathbf{F}_I . Então, considerando a conectividade nodal, as matrizes locais anteriores devem ser colocadas, levando ao sistema discreto global de equações:

$$-\mathbf{K} \cdot \mathbf{u} + \mathbf{F} = 0 \Leftrightarrow \mathbf{K} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (5.34)$$

onde \mathbf{K} é a matriz de rigidez global, \mathbf{u} é o vetor de deslocamento nodal global e \mathbf{F} o vetor de força global. Portanto, usando a Equação (5.34), é possível resolver o sistema de equação linear $\mathbf{u} = \mathbf{K}^{-1} \mathbf{F}$ e obter o campo de deslocamento.

Posteriormente, é possível determinar vários campos de variáveis. A deformação $\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{x}_I)$, num ponto de interesse $\mathbf{x}_I \in \Omega$ pode ser obtida usando a Equação (5.8). Em seguida, usando a Lei de Hooke presente na Equação (5.4), o campo de tensão, $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)$ também pode ser obtido.

Considerando tanto os campos de deformação como os campos da tensão, o campo de densidade de energia de deformação (SED) para um ponto de interesse \mathbf{x}_I e um caso de carga específico pode ser determinado como:

$$U(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{x}_I) d\Omega_I \quad (5.35)$$

As tensões principais $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)$ para o ponto de interesse \mathbf{x}_I são obtidos pelo tensor de tensão Cauchy $\boldsymbol{\Lambda}(\mathbf{x}_I)$, usando a expressão:

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xz}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{yx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yz}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{zx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{zy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{zz}(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} - \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)_i \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (5.36)$$

e as direções principais $\mathbf{n}((\mathbf{x}_I)_i) = \{n_x((\mathbf{x}_I)_i), n_y((\mathbf{x}_I)_i), n_z((\mathbf{x}_I)_i)\}^T$ são obtidas:

$$\left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xz}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{yx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yz}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{zx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{zy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{zz}(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} - \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)_i \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x(\mathbf{x}_I)_i \\ n_y(\mathbf{x}_I)_i \\ n_z(\mathbf{x}_I)_i \end{Bmatrix} = 0 \quad (5.37)$$

As três tensões principais obtidas podem ser usadas para determinar a tensão efetiva von Mises para cada ponto de interesse, \mathbf{x}_I , com a seguinte expressão:

$$\sigma_{VM}(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} [(\sigma(\mathbf{x}_I)_1 - \sigma(\mathbf{x}_I)_2)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_2 - \sigma(\mathbf{x}_I)_3)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_3 - \sigma(\mathbf{x}_I)_1)^2]^{1/2} \quad (5.38)$$

Capítulo 6

Análise Computacional de Implantes Dentários

6.1 - Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos tornou-se num dos métodos de computação de engenharia mais bem sucedidos e na ferramenta de análise mais útil desde a década de 1950. Inicialmente este método foi utilizado amplamente apenas na engenharia aeroespacial [109], mas devido à flexibilidade do método para modelar geometrias complexas e por fornecer resultados específicos de forma rápida e eficaz, a sua utilização rapidamente se estendeu a outras áreas. Naturalmente, a sua aplicação também chegou à biomecânica oral. Foi usado pela primeira vez em medicina dentária na década de 1970 [110],[111] para substituir os tradicionais testes [112], e desde então a sua empregabilidade tem aumentado a passos largos.

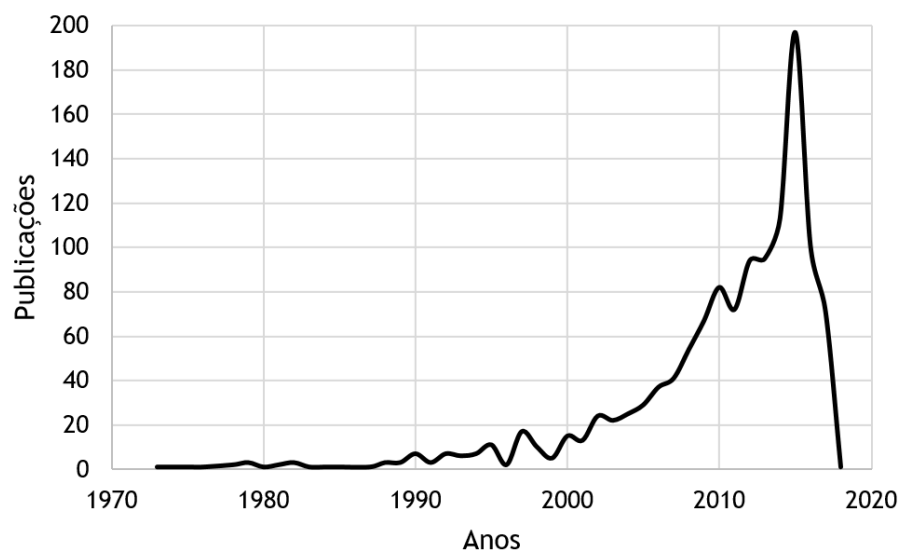


Figura 6.1 - Publicações ao longo do tempo relacionadas ao método de elementos finitos no estudo de implantes dentários (Dados retirados da base de dados SCOPUS).

Este método é capaz de revelar a distribuição de estímulos, que de outra forma, dentro da medicina dentária seriam inacessíveis, e provou ser uma ferramenta útil para o processo de compreensão da biomecânica dentária, mostrando a sua capacidade e versatilidade nas diferentes técnicas de restauração [113]-[114], em aplicações de implantes [115]-[116], investigação da influência do implante e do projeto da prótese [117]-[118], e nas propriedades mecânicas ósseas [94],[119]-[120].

6.1.1 - Evolução dos Modelos de Análise

É de extrema dificuldade estabelecer um modelo de elementos finitos tridimensional preciso e válido utilizando técnicas de modelação convencionais. Modelos assimétricos [121] e representações bidimensionais de implantes e estruturas envolventes foram frequentemente adotadas em inúmeros estudos [122]-[123]. A complexidade das características mecânicas do osso e sua interação com os sistemas de implantes levou a algumas simplificações. Em alguns destes estudos, não se diferencia o tecido ósseo cortical do tecido trabecular [112],[124]-[125], e é admitida uma osseointegração perfeita (100%) [3],[119],[126],[127]. Uma simplificação recorrente, é o uso da carga estática de 1 N, pois é sabido que à medida que a carga aumenta, as tensões/deformações transferidas para o implante e para o tecido ósseo aumentarão na mesma proporção, bastando multiplicar a carga desejada pela tensão/deformação dada pela carga estática [126]. Simplificações na geometria dos implantes também é assumida. Em alguns estudos o implante é representado com uma forma retangular, sem arestas de corte e sem estrutura de superfície [122]. A maioria dos estudos afirma que a representação 2D fornece uma visão suficiente sobre o implante e as suas estruturas envolventes. No entanto, em contrapartida esta análise é menos precisa quando comparada com uma análise 3D [126].

Geralmente as representações 3D são preferidas pelo facto de obter uma análise mais realista e precisa, com uma anatomia dentária mais pormenorizada [128]-[129]. O sucesso da modelação depende da precisão na simulação da geometria e estrutura da superfície do implante [130]-[131], das características do material do implante e do tecido ósseo [132],[133], das condições de carga [134],[135], bem como da interface biomecânica osso-implante [5],[136]- [137].

O desenvolvimento da digitalização 3D, como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética garante uma melhor visualização e compreensão da anatomia nas áreas em que os implantes terão de ser colocados, melhorando assim o resultado final [119],[138],[139]. Este procedimento é cada vez mais relevante, especialmente no caso de reconstruções complexas [93],[117],[140].

6.1.2 - Modelação e Propriedades do Tecido Ósseo

A principal dificuldade em simular o comportamento mecânico dos implantes dentários é a modelação do tecido ósseo humano e a sua resposta às forças mecânicas aplicadas. O desempenho a longo prazo de um implante dentário é dependente da preservação do osso de boa qualidade ao redor do implante e de uma osseointegração bem conseguida entre o biomaterial e o tecido ósseo [135]. As propriedades do osso são um fator significativo na determinação da seleção do implante [141] e são classificadas em quatro tipos. A Figura 6.2

mostra que os tipos ósseos I e II oferecem um módulo de elasticidade mais alto quando comparados com os tipos ósseos III e IV, pelo facto destes últimos apresentarem um córtex fino com baixa densidade óssea. As tensões de Von Mises em qualidades ósseas do tipo III e IV atingem valores mais altos no pescoço do implante e são distribuídos localmente. Já para os grupos ósseos I e II a distribuição da tensão é mais homogênea em todo o osso [120]. Ou seja, quando o osso cortical é mais fino, a mobilidade torna-se cada vez mais dependente do módulo de elasticidade do osso trabecular. Além disso, a maior tensão ocorre no osso quando o osso cortical é menos espesso e o módulo de elasticidade do osso trabecular é mais baixo [142].

Uma série de fatores podem ser atribuídos à etiologia da perda de fixação. No entanto, a qualidade do osso destaca-se como o mais determinante na perda de fixação do implante. Dos 1054 implantes colocados, 90% foram encontrados em ossos do tipos I, II e III e somente 3% desses foram perdidos. Dos 10% colocados no osso do tipo IV, 35% falharam [120],[143].

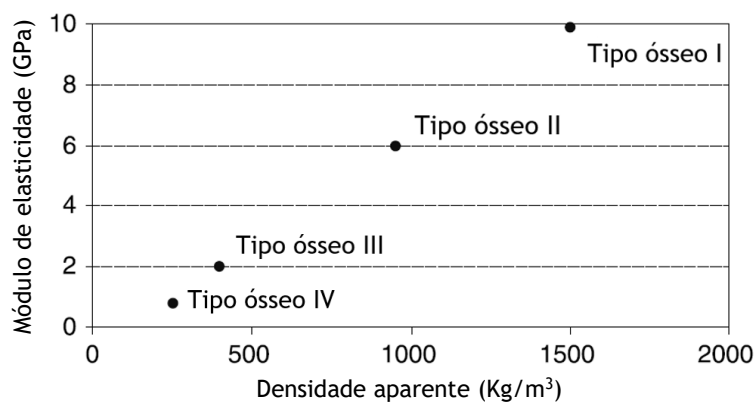


Figura 6.2 - Correlação entre o módulo de elasticidade e as densidades ósseas [50].

Confirmou-se que o material ósseo não é homogêneo nem isotrópico e deve ser modelado como um material poroso e com uma microestrutura complexa [144]. Muitos estudos simplificam as propriedades mecânicas, assumindo em propriedades isotrópicas ou ortotrópicas (propriedades diferentes ao longo dos 3 eixos, x , y e z) [135],[145]. Também sistemas lineares e propriedades homogêneas são assumidas para o material ósseo pelo fato de serem menos complexas e de oferecerem uma solução satisfatória para o campos das tensões e deformações [86],[129]. No entanto, também já se verificam estudos não lineares para simular processos dinâmicos na implantação [2],[33],[131]. O FEM permite obter o campo das tensões principais, o qual é utilizado pela generalidade dos critérios de fractura para estimar a fractura do material (particularmente em materiais com comportamento frágil, tal como é o biossistema dente/implante) [146].

Os ossos maxilares, mandíbula e maxila, são materiais porosos com estruturas muito complexas. A qualidade e a quantidade óssea que circundam o implante influenciam a transferência de cargas do implante para o osso. As tensões mais elevadas foram concentradas no osso cortical, reconhecendo-se que o osso cortical apresenta melhores propriedades de carga do que o osso trabecular, e tensões inferiores foram associadas a mandíbulas menores [134]. A falta de suporte ósseo para os implantes representa uma situação desfavorável do ponto de vista biomecânico, porque pode causar acumulação da placa bacteriana, podendo levar à ocorrência de infeções [127].

Eventos de remodelação óssea mais altos coincidem com as regiões de maior tensão equivalente e as principais diferenças de remodelação entre carga axial e não axial são em grande parte determinadas pelas tensões produzidas. Além disso, as tensões de compressão estão associadas a uma remodelação mais intensa que as tensões de tração, particularmente no osso trabecular [147].

6.1.3 - Sistema de Forças

As forças que atuam sobre os implantes dentários podem resultar em tensão indesejável nas estruturas envolventes que, por sua vez, podem causar reabsorção óssea, resultando em afrouxamento do implante e numa osseointegração diminuída, comprometendo assim a eficácia do implante [4],[126],[148]. Para replicar com sucesso a situação clínica, que um implante pode encontrar, é importante entender as forças de mastigação dos ossos maxilares no implante e movimentos associados [149],[150]. Uma quantidade significativa de investigações assume a direção da carga aplicada no implante em direções verticais e horizontais. Barbier et al. descobriram que o carregamento horizontal de um implante independente evocava as tensões máximas, embora a magnitude da força horizontal aplicada, 20N, fosse cinco vezes menor que a força vertical [151]. Mais tarde, Lagasao et al. comprovaram que as mandíbulas reconstruídas eram também mais vulneráveis às forças aplicadas horizontalmente do que quando se tratava de cargas verticais [152]. Vaillancourt et al. e Lan et al. assumiram forças vertical e horizontal com a mesma magnitude, sendo que os primeiros investigadores usaram magnitudes de 20N [137] e os posteriores usaram magnitudes superiores, 200N [153], ambos sem recorrer a forças oblíquas. No entanto devem ser incluídas não só essas forças verticais, mas também forças oblíquas, pelo facto de estas representarem direções de mastigação mais realistas que podem produzir maiores forças causando maiores danos ao osso cortical [86],[126],[154]. Meijei et al. (1993) assumiu uma força horizontal de 10N, força vertical de 35N e uma força oblíqua de 70N com um ângulo de 120° a partir da horizontal, como mostrado na Figura 6.3 [151].

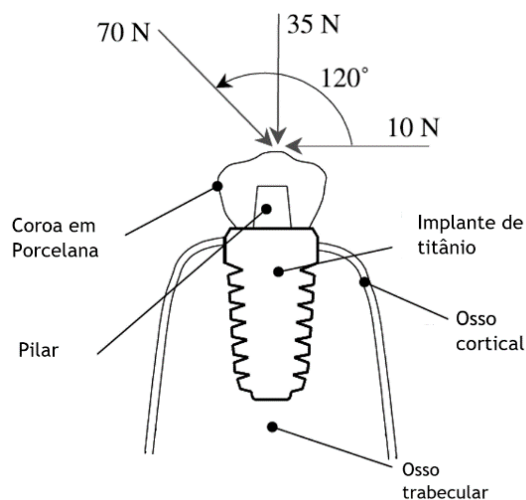


Figura 6.3 - Forças horizontal, vertical e oblíqua [60].

Verificou-se que as cargas oblíquas aumentaram as tensões 15 vezes quando comparadas com cargas verticais e as cargas de 200 N aumentaram as tensões 10 vezes quando comparadas

com cargas de intensidade inferior, 20N. Por isso condições associadas a cargas oblíquas e altas magnitudes causam microfraturas ósseas [134], nas quais os microorganismos podem hospedar-se e causar respostas inflamatórias, levando à falência do implante [126].

6.1.4 - Condições de Fronteira

A maioria das análises FEM apenas consideram uma pequena parte do tecido ósseo mandibular/maxilar em torno do implante [3],[123],[137],[147],[155]. A aplicação de restrições fixas é normalmente aplicada à região inferior e/ou às regiões laterais da mandíbula [3],[126]. Ishigaki et al. determinaram restritamente as direções de deslocamento que foram aplicadas ao tecido ósseo mandibular, de acordo com os ângulos das vias de fechamento, tipo de corte (tipo C) e padrões de mastigação do tipo moagem (tipo G). Os modelos foram restringidos na base do primeiro molar superior para evitar o deslizamento de todo o modelo [149].

6.1.5 - Dimensões e Tipos de Implantes

O comprimento e diâmetro do implante têm influência na distribuição da tensão [139],[148],[156],[157]. A simulação de elementos finitos da distribuição da tensão em torno dos implantes pode ser usada para determinar o comprimento e o diâmetro ideal dos implantes que melhor dissipariam as tensões induzidas pela implantação. Himmlova et al. usam o FEM para calcular valores da tensão de von Mises na interface osso-implante para todas as variações de comprimento e diâmetro dos implantes. As áreas de tensão máxima foram localizadas ao redor do pescoço do implante. A diminuição da tensão, em 31.5%, foi encontrada para implantes com um diâmetro variando de 3.6 a 4.2mm. A redução da tensão adicional para o implante de 5.0mm foi de apenas 16.4%. Um aumento no comprimento do implante também levou a uma diminuição no valor máximo da tensão de von Mises. No entanto, a influência do comprimento não foi tão pronunciada como a do diâmetro do implante [148]. O aumento do diâmetro promove uma redução nas tensões normais e de corte ao longo da interface osso-implante [1], evitando uma reabsorção óssea induzida por sobrecarga [4], promovendo uma melhor distribuição das cargas para o tecido [157].

A geometria do implante é um critério importante a ser avaliado durante qualquer análise que estude a influência biomecânica que o implante tem sobre o osso [116]. Há uma evidência esmagadora de que os implantes dentários endosteais em forma de parafuso têm resultados clínicos superiores em comparação com outros tipos de implantes dentários, como implantes subperiosteais, implantes transosteais, implantes de lâmina, que raramente são empregues clinicamente hoje em dia [5].

Vários estudos investigaram a distribuição da tensão resultante em diferentes tipos de implantes (cilíndricos, cónicos, escalonados, rectos). Resultados demonstram que diferentes tipos de implantes levam a variações significativas na distribuição da tensão no osso circundante [4],[115],[158]-[159]. No entanto, não existe um consenso sobre a forma ideal de implantes dentários. Após uma comparação de vários sistemas de implantes dentários, Rieger et al. mostraram que os implantes cónicos tinham melhores propriedades biomecânicas em comparação com implantes cilíndricos [125] e que uma geometria com espiras quando comparado à geometria lisa proporciona uma redução das tensões no implante [1]. Holmgren et al. consideraram que os implantes cilíndricos escalonados eram os mais desejáveis em

termos biomecânicos [154]. Em particular, o implante com o menor passo de espira exibe o menor dano ósseo [116]. Por isso a espira em forma de V e a espira em forma quadrada são a forma de espira ideal para o implante escalonado [123] Liang et al. estudaram 12 implantes dentários com o mesmo comprimento, diâmetro e espira, e concluíram que a forma cilíndrica representava uma melhor geometria sobre o implante cônico [159]. As conclusões discordantes podem ser devidas às variações da qualidade óssea [156],[145], da natureza da interface osso-implante [5],[53], formas de espiras [61], material e dimensões dos implantes [133], inserção do implante [126],[153], condições de carga [3],[139] e por outro lado à imensa variedade de sistemas comerciais com suas características próprias [116],[115].

Os implantes dentários sem margem para dúvida são a melhor solução para a substituição de dentes naturais. Estes servem de suporte para uma variedade de próteses dentárias, desde uma simples coroa dentária [33],[53], passando por pontes de duas, três ou quatro unidades [129],[160] ou até mesmo em cantilever [84],[118],[161], chegando à implantação de toda a arcada dentária com restaurações all-in-four [83],[86],[87] e all-in-six [83],[86],[93]. A reabilitação de mandíbulas com atrofia óssea severa com quatro implantes curtos num conceito all-in-four, colocados distalmente a 45° foi biomecanicamente mais favorável, gerando picos de tensão mais baixos do que em modelos curtos numa configuração vertical [87]. O conceito de tratamento all-on-six mostrou o comportamento biomecânico mais favorável quando comparado com o conceito all-in-four e pode ser considerado uma alternativa viável para a reabilitação da maxila atrofica. No entanto, os valores de tensão não excederam os limites de resistência óssea para ambos os conceitos de tratamento [86]. Também existem os chamados implantes zigomáticos, técnica avançada que evita a realização de enxertos ósseos, que são usados quando o osso maxilar não possui as dimensões suficientes para a colocação de implantes devido à perda óssea [89],[117]. Kin et al. demonstraram que uma combinação de implantes múltiplos em conceito all-in-four é a melhor solução do que modelos somente com implantes zigomáticos ou com implantes dentários convencionais, quando os implantes são usados como retentores de uma prótese, uma vez que a tensão é significativamente melhor distribuída. Ao planejar próteses maxilares, a capacidade de mastigação e o peso da prótese devem ser considerados [117]. Já Ishak et al, compararam dois modelos geométricos com abordagens distintas no caminho da inserção do implante zigomático. No entanto, através dos resultados não conseguiram concluir qual a técnica mais favorável. Contudo, caso o carregamento lateral seja a preocupação maior, o implante zigomático com inserção intraseio é o mais favorável [162]. Estes conceitos podem estar conectados entre si por barras [117],[138]. A localização e a intensidade das tensões que ocorrem em torno das fixações diferem significativamente entre vários tipos de modelos geométricos em barra na reconstrução mandibular [138].

6.1.6 - Propriedades dos Materiais dos Implantes

As propriedades biomecânicas de um implante são muito diferentes do tecido original. O design e fabricação de materiais artificiais destinados a serem utilizados dentro do corpo humano está a tornar-se cada vez mais desafiador.

Estudos recentes sugeriram que alguns pacientes podem ser alérgicos a alguns aditivos de ligas de titânio (aproximadamente 1% do total de casos) [163]. Estudos com diferentes materiais têm sido recorrentes para responder a estas limitações [81],[86]. Ruzaz e Sesok obtiveram valores máximos de tensão no osso cortical que foram 19.1% menores com os implantes

dentários de zircónia do que com a liga de titânio. A principal vantagem dos implantes dentários de zircónia foi encontrada para pequenos implantes dentários, para 3.5 e 4.5 mm de diâmetro. Relativamente aos implantes de grandes diâmetros (5.5 e 6.5 mm), não foram observadas diferenças significativas entre as tensões no tecido ósseo produzidas por implantes com diferentes materiais. Em comparação com os implantes em zircónia, utilizando implantes em titânio, os valores máximos de tensão no osso trabecular foram 9.8% menores. A cerâmica é menos elástica e, portanto, são muito suscetíveis às microfissuras. Contudo a análise mostrou que os implantes dentários de zircónia podem ser usadas como uma alternativa aos implantes dentários de titânio [133].

A fim de obter uma implantação dentária adequada do biomaterial, deve ser garantida uma osseointegração total do implante ao tecido ósseo. As tensões uniformes de uma magnitude ideal no implante e no osso devem ser satisfeitas para aumentar a vida útil do implante e prevenir a reabsorção óssea. Vaillancourt et al. determinaram através de um implante constituído por um núcleo sólido de Ti-6Al-4V com um revestimento poroso que a tensão de 1.6 MPa foi determinada como suficiente para evitar perda óssea [137]. Ichim et al. mostraram que um revestimento no implante dentário de zircónia com um material que apresenta um módulo de elasticidade baixo, a hidroxiapatite, reduz significativamente as tensões máximas no osso sem afetar as tensões médias, criando assim um ambiente biomecânico potencialmente favorável. Este revestimento resiliente é capaz de reduzir a tensão máxima de compressão e de tração no osso em até 50% e as tensões médias no osso em até 15% [5].

Para reabilitações em conceitos all-in-four e all-in-six, as próteses dentárias com os materiais mais resistentes, liga de Co-Cr e a zircónia, tiveram o comportamento biomecânico mais favorável e diminuíram os níveis de tensão no implante e nas estruturas envolventes. O uso de titânio como um material de estrutura protética e o conceito de tratamento all-in-four apresentaram o pior comportamento biomecânico [86].

6.2 - Métodos sem Malha

Neste trabalho, uma nova técnica de discretização avançada sem malha vai ser utilizada para analisar o comportamento mecânico dos implantes dentários inseridos no tecido ósseo. Uma das vantagens claras dos métodos sem malha sobre o FEM reside no facto de existir uma liberdade total de discretização computacional, permitindo discretizar estruturas biológicas com maior precisão, permitindo assim obter campos de solução (deslocamento, tensões, deformações) mais suaves e eficientes que são muito úteis para prever o processo de remodelação de tecidos biológicos e a ruptura ou danos de tais estruturas [164]. O NNRPIM, um dos métodos sem malha, é o mais utilizado nos estudos recentes. Este apresenta diversas vantagens quando comparado com outros métodos sem malha e sobre o FEM. Esta formulação estabelece a conectividade nodal e constrói a malha de integração somente com a informação da distribuição nodal, e adicionalmente apresenta uma maior precisão nos campos de variáveis e um tempo computacional competitivo [165]-[166].

6.2.1 - Evolução nos Modelos de Análise

Na literatura, é possível encontrar alguns trabalhos que utilizam métodos sem malha no campo da biomecânica [99],[167]-[168]. Duarte et al. foram os primeiros a utilizar um método

sem malha, o NNRPIM, para a análise numérica 2D de implantes dentários [169]. Construíram modelos numéricos para um sistema de implante único e um sistema de implante em barra. Na análise do sistema de implante único, as tensões máximas obtidas com o NNRPIM foram muito similares ao FEM. No entanto, comparando o campo de tensão obtido com o NNRPIM com o campo de tensão obtido no FEM, é perceptível que a solução NNRPIM é mais suave do que a solução obtida com a formulação do método de elementos finitos. Verificaram que os tecidos ósseos (que apresentam uma maior rigidez) induzem maiores níveis de tensão na estrutura do implante e menores níveis de tensão nos tecidos ósseos, o que pode levar a uma menor remodelação no tecido ósseo circundante. Na análise numérica do sistema barra-implante, verificou-se que o aumento da rigidez do material da barra leva a maiores níveis de tensão no tecido ósseo e menores níveis de tensão no implante, o que potencialmente pode aumentar a remodelação do tecido ósseo mandibular. Os resultados obtidos permitiram concluir que o NNRPIM é um método válido e alternativo na análise biomecânica elastostática linear dos sistemas de implantes dentários [169].

Tavares et al. estudaram através do NNRPIM e de uma modelação 2D, a análise elástico-plástica do tecido ósseo devido à inserção de implantes dentários, e assumiram somente o osso trabecular como um material não linear. Foi verificada que o osso trabecular começa a entrar na região plástica para uma carga pontual com magnitude de 113N a 80° a partir da horizontal. Quando este valor da carga pontual atinge os 223N, a maioria do osso trabecular que envolve o implante já se encontra na região plástica [100].

Capítulo 7

Trabalho Prático Preliminar

De modo a adquirir as competências necessárias para o desenvolvimento da dissertação, foi desenvolvido um trabalho académico que envolveu uma variedade de softwares de engenharia, nomeadamente: SOLIDWORKS, MIMICS, 3-MATIC, FEMAP E FEMAS.

A metodologia deste estudo englobou genericamente os seguintes passos para a análise numérica: numa primeira fase procedeu-se à modelação da geometria e construção da malha. Uma vez definidas as propriedades dos materiais constituintes do modelo e as condições de fronteira, iniciou-se a simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos. Com a aplicação de uma força de intensidade constante e ângulo variável, verificou-se como o ângulo influencia a resposta estrutural do implante.

7.1 - Criação do Modelo Geométrico

Primeiramente procedeu-se à construção de um implante dentário simplificado, onde para isso foi utilizado o software de engenharia, SOLIDWORKS®. O implante desenvolvido foi baseado no modelo do implante Straumann® Standard NN com dimensões de 3.5mm de diâmetro e 10mm de comprimento.

A geometria de um modelo de mandíbula humana, foi construída a partir de imagens médicas com alta definição, tomografia computadorizada (DICOM), e com o auxílio do programa informático MIMICS® permitiu obter a segmentação 3D da mandíbula. A partir desta mandíbula 3D retirou-se apenas um fragmento da mesma. O implante dentário em formato STL foi importado para o MIMICS® e de seguida este é colocado na posição pretendida no modelo.

Uma vez terminada a segmentação do modelo geométrico é possível importar o modelo criado em MIMICS® para o software 3-MATIC®. Aqui é feita a suavização do modelo e conversão do modelo 3D num formato STL, gerando uma malha triangular de elementos, com 2031 nós e 9282 elementos. Por fim o modelo é importado novamente para MIMICS®, para aí proceder à definição dos materiais. Neste modelo geométrico é possível visualizar três zonas de diferentes densidades, uma referente ao implante, e duas pertencentes ao fragmento da mandíbula, uma externa de maior densidade e outra interna de menor densidade, correspondendo ao osso cortical e trabecular, respetivamente.

A criação do ficheiro INP foi realizada no FEMAP e de seguida foi importada para um programa de análise tridimensional de elementos finitos, o FEMAS®, onde foi possível efetuar a simulação computacional do modelo.

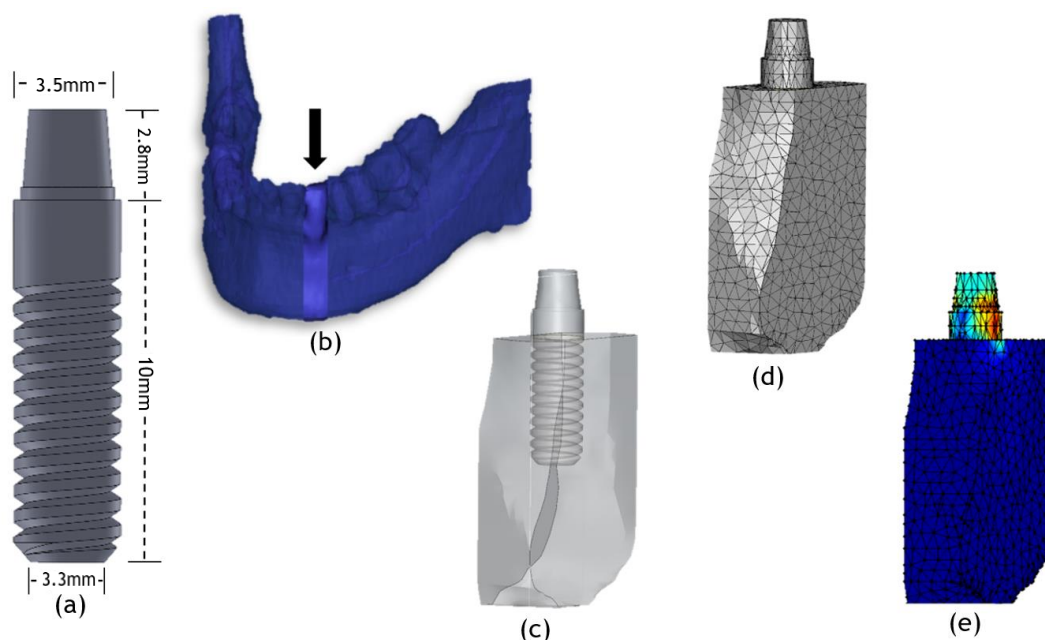


Figura 7.1 - Modelos geométricos alcançados no decorrer das etapas e a malha utilizada nas simulações (a) SOLIDWORKS®: Construção do modelo geométrico 3D do implante, (b) MIMICS®: Segmentação da mandíbula 3D e posterior obtenção de um fragmento desta; (c) MIMICS®: Implantação da posição pretendida do implante no modelo geométrico; (d) 3-MATIC®: Criação de uma malha triangular de elementos; (e) FEMAS®: Análise FEM.

7.2 - Materiais e Cargas Aplicadas

O modelo geométrico é constituído por três materiais distintos. Para o implante dentário foi considerado o titânio, e na zona mandibular considerou-se tecido ósseo cortical e trabecular. A Tabela 7.1 apresenta as propriedades mecânicas dos materiais utilizados. Os valores do módulo de elasticidade, E , e coeficiente de Poisson, ν , foram definidos segunda a literatura encontrada [170]. Para a análise considerou-se que os materiais eram isotrópicos, homogêneos e com comportamento linear elástico.

Tabela 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações [170].

	E (MPa)	ν
Titânio	110000	0.30
Ossó Cortical	13700	0.30
Ossó Trabecular	1370	0.30

Para além das propriedades mecânicas dos materiais é preciso ter atenção a definição das condições de fronteira. Devido à geometria da mandíbula, definiu-se as partes laterais da

mandíbula como pontos de restrição do modelo tridimensional. Ao modelo geométrico foram aplicadas cargas de intensidade constante. Como o material é considerado linear elástico utilizou-se uma carga unitária com ângulo variável, com incrementos de 10 em 10° na área superior do implante dentário.

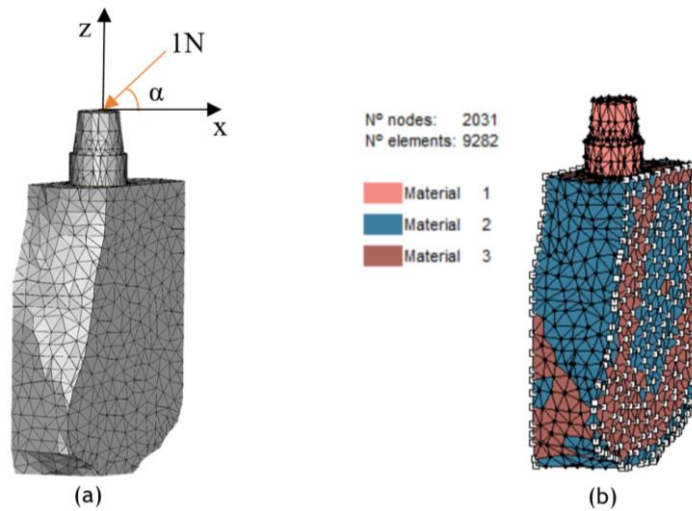


Figura 7.2 - (a) Representação esquemática das forças aplicadas no modelo geométrico, (b) identificação dos materiais e condições de fronteiras utilizadas no modelo geométrico. Material 1: Titânio; Material 2: Tecido ósseo cortical; Material 3: Tecido ósseo trabecular.

7.3 - Resultados

Para melhor compreensão dos resultados mostra-se de seguida a Figura 7.3, a qual faz referência aos pontos de interesse utilizados na apresentação dos resultados.

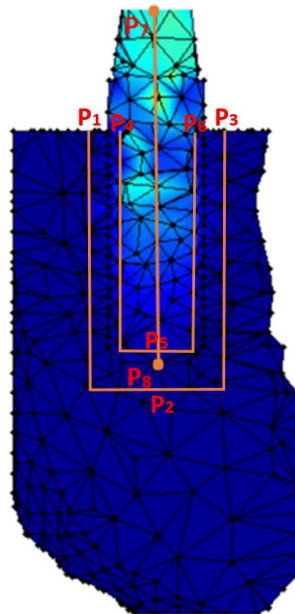


Figura 7.3 - Representação esquemática dos pontos de interesse utilizados na simulação. P_1, P_2 e P_3 são os pontos de interesse selecionados na zona anterior à interface osso-implante, P_4, P_5 e P_6 são os pontos selecionados na zona posterior da interface osso-implante e o P_7 e P_8 os pontos intervenientes para a determinação do deslocamento relativo à compressão do implante dentário.

A distribuição de tensão de Von Mises referente aos pontos de interesse na parte anterior da interface osso-implante, relativos ao tecido ósseo mandibular, são apresentados na Figura 7.4.

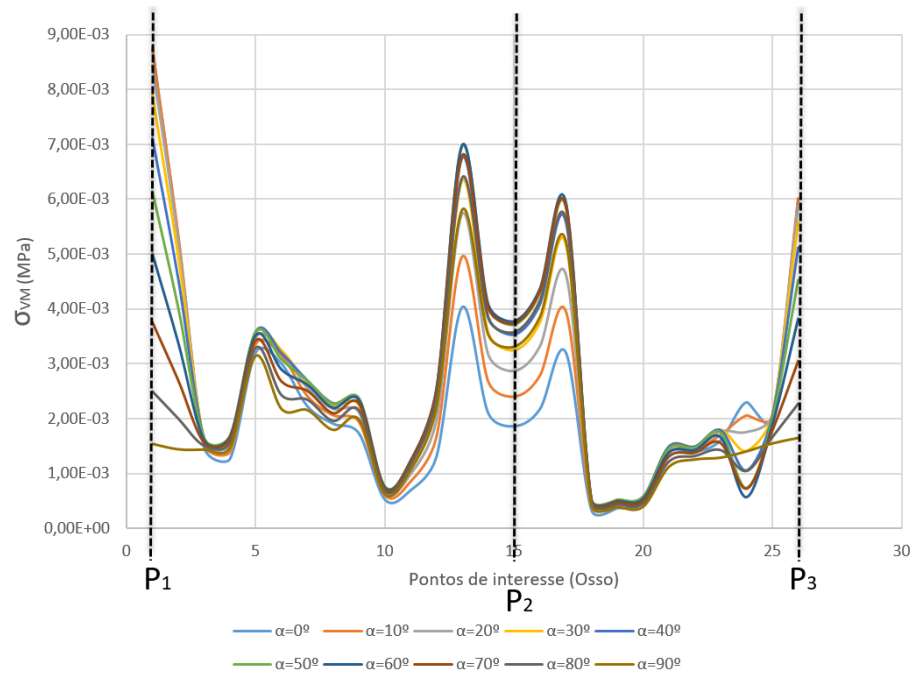


Figura 7.4 - Distribuição da tensão de von Mises ao longo dos pontos de interesse relativos ao tecido ósseo mandibular.

Os resultados relativamente aos pontos de interesse selecionados no implante dentário, são observados na Figura 7.5.

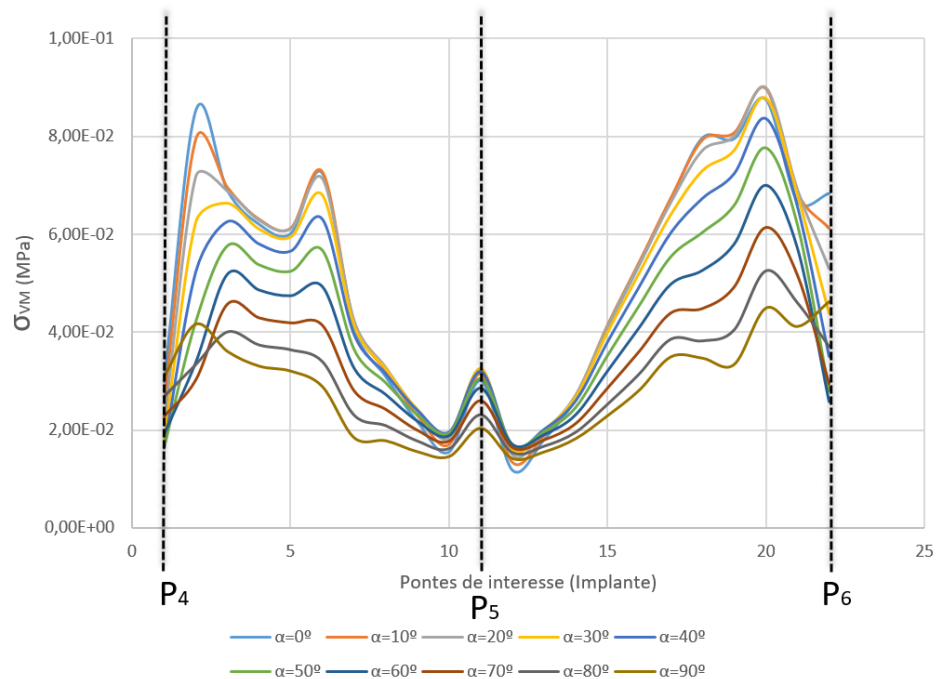


Figura 7.5 - Distribuição da tensão de von Mises ao longo dos pontos de interesse do implante dentário.

De seguida, na Figura 7.6, são apresentados mapas de cores relativos à distribuição da tensão de von Mises referentes ao implante dentário e ao tecido ósseo mandibular.

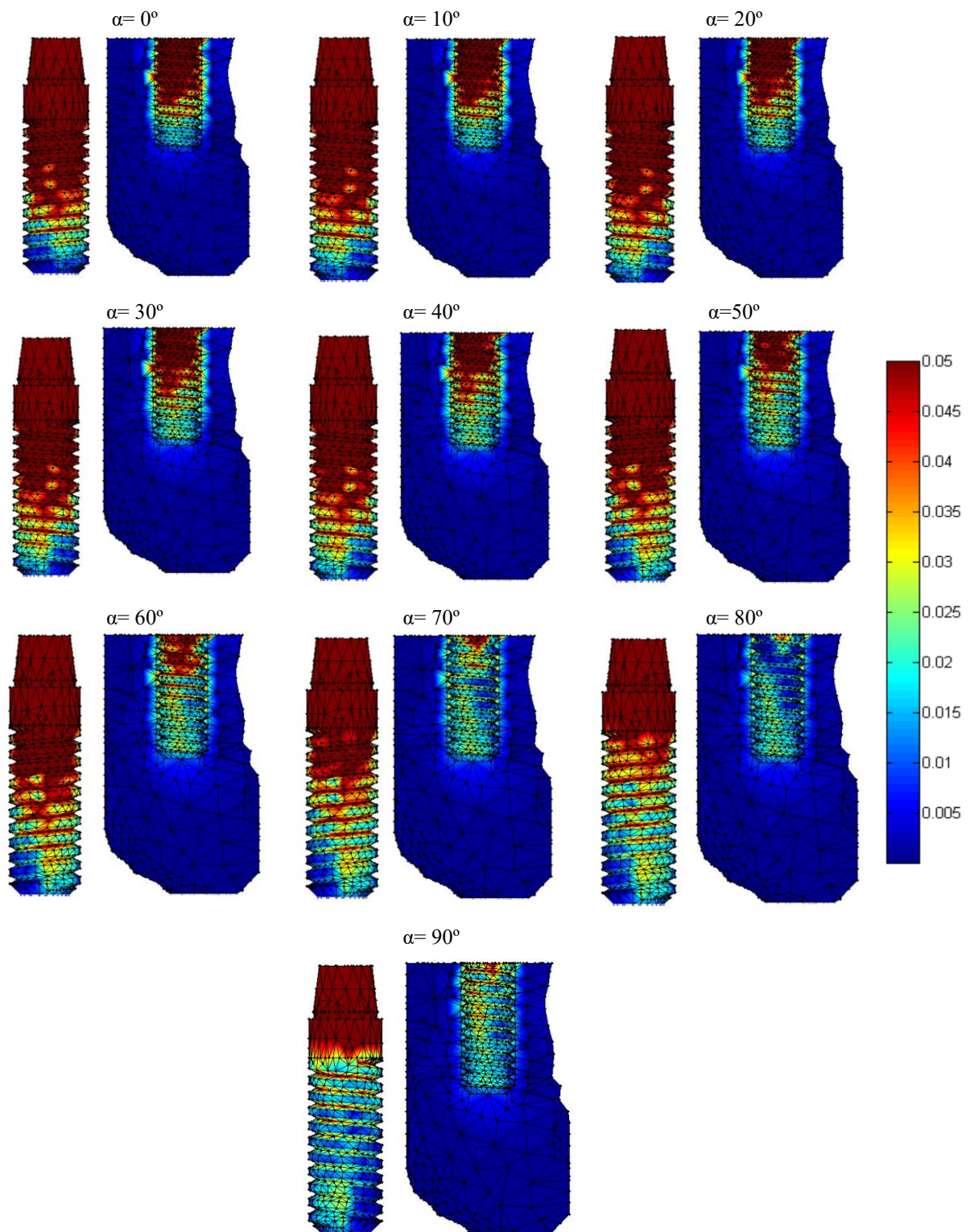


Figura 7.6 - Mapas de cores relativos à distribuição da tensão de von Mises [MPa] para o implante e tecido ósseo mandibular conforme a variação do ângulo.

O resultado da distribuição de tensões no modelo (devido às diferentes condições simuladas) são expressas em mapas de cores num gradiente de cor que varia entre o vermelho e o azul, representado a cor vermelha os valores de maior tensão registados. A escala de cores foi definida entre 0 e 0.05 MPa para todas as simulações de carga efetuadas. Desta forma pode-se afirmar que à medida que o ângulo diminui a tensão de von Mises é mais acentuada na parte superior e intermédia do implante seguida pela interface osso-implante.

Também foi verificada a tensão de von Mises em função do ângulo, para o ponto P_1 , P_2 e P_3 . Os valores obtidos são exibidos na Tabela 7.2.

Tabela 7.2 - Tensão de von Mises máxima [MPa] referente aos pontos P_1 , P_2 e P_3 relativos ao tecido ósseo mandibular e P_4 , P_5 e P_6 ao implante dentário.

α (°)	OSSO			IMPLANTE		
	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6
0	8.77E-03	1.87E-03	5.98E-03	2.97E-02	3.01E-02	6.83E-02
10	8.73E-03	2.40E-03	6.01E-03	2.57E-02	3.16E-02	6.13E-02
20	8.44E-03	2.86E-03	5.88E-03	2.16E-02	3.24E-02	5.30E-02
30	7.89E-03	3.25E-03	5.58E-03	1.81E-02	3.25E-02	4.39E-02
40	7.12E-03	3.53E-03	5.12E-03	1.62E-02	3.19E-02	3.50E-02
50	6.15E-03	3.71E-03	4.53E-03	1.66E-02	3.05E-02	2.81E-02
60	5.01E-03	3.78E-03	3.82E-03	1.91E-02	2.85E-02	2.57E-02
70	3.76E-03	3.73E-03	3.05E-03	2.28E-02	2.60E-02	2.95E-02
80	2.50E-03	3.57E-03	2.27E-03	2.69E-02	2.32E-02	3.71E-02
90	1.54E-03	3.31E-03	1.65E-03	3.09E-02	2.03E-02	4.62E-02

A tensão verificada em função da variação do ângulo nos pontos P_1 , P_2 e P_3 para o tecido ósseo mandibular e P_4 , P_5 e P_6 para o implante dentário, é possível afirmar que a tensão máxima no tecido ósseo para o ponto P_1 é verificada para o ângulo 0. Já no ponto P_2 a tensão de von Mises é mínima quando o ângulo apresenta um valor de 0° e no ponto P_3 regista-se para o ângulo de 90°. No implante a tensão máxima no ponto P_4 é verificado para um ângulo de 90° e para o ponto P_6 é verificada para o ângulo 0°. No ponto P_5 a tensão mínima é observada quando o ângulo atinge o valor de 90°.

Também foi possível visualizar os valores de deslocamento, u , entre o ponto na superfície do implante dentário (P_7) até ao ponto apical do mesmo (P_8), sendo possível saber a compressão total, $|u_z|$, sofrida pelo implante com a variação do ângulo da carga.

Tabela 7.3 - Deslocamento sofrido relativamente à componente em z entre os ponto P₇ e P₈.

α (°)	$u_{z,P7}$ (mm)	$u_{z,P8}$ (mm)	$ u_z = u_{z,P7} - u_{z,P8} $ (mm)
0	5.40E-06	-9.60E-07	6.36E-06
10	3.84E-06	-1.30E-06	5.14E-06
20	2.16E-06	-1.60E-06	3.76E-06
30	4.09E-07	-1.80E-06	2.21E-06
40	-1.40E-06	-2.00E-06	6.00E-07
50	-3.10E-06	-2.10E-06	1.00E-06
60	-4.70E-06	-2.10E-06	2.60E-06
70	-6.20E-06	-2.10E-06	4.10E-06
80	-7.50E-06	-2.00E-06	5.50E-06
90	-8.50E-06	-1.90E-06	6.60E-06

Para valores de deslocamentos obtidos entre o ponto na superfície do implante dentário, P₇, e o ponto apical do implante, P₈, constata-se que para um ângulo de 40° o deslocamento sofrido na componente z é mínimo e para o ângulo de 90° a compressão do implante dentário regista um valor máximo.

Por fim é possível concluir que a aplicação de cargas, variando as suas direções, influencia a distribuição da tensão no biosistema osso-implante, bem como o deslocamento no biomaterial. Este deslocamento é mais acentuado quando o implante dentário está sujeito a forças verticais e horizontais.

Quando o estado é linear elástico pode utilizar-se uma carga unitária. Assim, para saber a tensão/deslocamento ou qualquer outra variável provocada por uma outra magnitude força, basta multiplicar as variáveis obtidas pela magnitude de referida força. Os estudos existentes na literatura sobre a simulação biomecânica de implantes dentários não podem servir de comparação direta, pois regra geral cada grupo de investigação apresenta o seu próprio modelo, com características e propriedades distintas.

A utilização dos vários softwares de engenharia permitiu alcançar competências necessárias na modelação e na simulação de problemas na área da medicina dentária. Estes são, sem dúvida, uma chave fundamental para a análise estrutural dos problemas diários, sendo capaz de oferecer soluções benéficas para planeamento clínico.

Capítulo 8

Exemplos Numéricos

Neste capítulo são apresentadas análises lineares elastostáticas de implantes dentários, recorrendo a três métodos numéricos: FEM, RPIM e NNRPIM.

Relativamente ao FEM, foram considerados elementos triangulares de três nós e elementos tetraédricos de quatro nós, respectivamente nas análises bidimensionais e tridimensionais. No que respeita ao RPIM, para o estudo bidimensional, os parâmetros definidos foram: 9 nós em cada domínio de influência, $c=1.42$ e $p=1.03$ e base polinomial constante. Relativamente ao estudo tridimensional, consideraram-se: 27 nós no interior do domínio de influência, $c=0.0001$, $p=0.9999$ e base polinomial constante. Para a análise com o NNRPIM 2D e 3D foram considerados os seguintes parâmetros: células de influências com os segundos vizinhos, $c=0.0001$, $p=0.9999$ e base polinomial constante.

Posteriormente à definição do melhor nível de discretização, tendo em consideração o custo computacional, foi possível estudar em modelos bidimensionais, o efeito de angulação nos implantes dentários. Quatro materiais foram simulados para a composição do implante e através dos resultados obtidos foi possível perceber qual o que apresenta melhor comportamento biomecânico, perante as restrições impostas. Finalmente foi realizado um estudo tridimensional de implantes complexos. A partir do Modelo 1 foi possível reestruturar a haste do implante zigomático em barra, e dimensionar duas novas alternativas para este modelo. A comparação entre modelos foi realizada e através da interpretação dos resultados concluiu-se qual apresentava melhor desempenho.

8.1 - Modelos Geométricos Bidimensionais

O modelo geométrico foi obtido a partir da literatura [170], que permitiu adaptar um modelo 2D a partir de um modelo 3D. A secção de tecido ósseo mandibular é composta por duas zonas distintas: uma zona envolvente, osso cortical, e uma zona interna, osso trabecular. O implante foi inserido no osso a 10mm de profundidade numa posição axial ou com uma inclinação de 70° relativamente ao plano horizontal. O implante e o pilar foram considerados como sendo um corpo único. A combinação entre as duas posições dos implantes com os dois pilares: pilar reto ou com 20° em relação ao eixo dos yy fornece os quatro modelos geométricos utilizados na análise biomecânica:

Modelo 1: Pilar reto e posição de inserção do implante a 90°;

Modelo 2: Pilar angulado e posição de inserção do implante a 90°;

Modelo 3: Pilar reto e posição de inserção do implante a 70°;

Modelo 4: Pilar angulado e posição de inserção do implante a 70°.

Para evitar problemas de visibilidade nodal (conectividade nodal excessiva) na análise nos métodos sem malha, ou seja, para que os nós do pilar não entrassem no domínio de influência dos nós da camada externa do tecido ósseo e vice-versa, parte da gengiva foi incluída no modelo para garantir um maior rigor nos resultados e para garantir a separação dos domínios anteriormente referidos. Nos modelos de implantes em posição vertical, modelo 1 e 2, verifica-se uma distância equidistante entre o implante e o tecido ósseo cortical, e por isso, a gengiva foi colocada em ambos os lados. Já nos modelos de implantes angulados, modelo 3 e 4, a gengiva somente foi inserida onde a proximidade do implante ao osso cortical era mais acentuada.

O software de modelação FEMAP (cmech.webs.com) foi utilizado para criar os quatro modelos de implantes dentários e gerar as suas respetivas malhas, sendo importados de seguida para o FEMAS.

8.1.1 - Estudo de Convergência

A discretização nodal é um dos fatores que mais pode influenciar os resultados nos métodos numéricos. Por isso, primeiramente foi realizado um estudo de convergência para encontrar a melhor discretização nodal para os modelos geométricos tendo em conta a relação custo computacional-benefício. Para o modelo geométrico 1, cinco malhas foram criadas, as quais podem ser observadas na Figura 8.1. O número de nós que cada *patch* deveria ter, foi obtido a partir do comprimento das curvas que o delineavam, sendo aumentado em proporção até atingir uma malha mais uniforme. O implante foi constituído pela liga Ti-6Al-4V. Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares elásticos e isotrópicos e as suas propriedades mecânicas estão indicadas na Tabela 8.2.

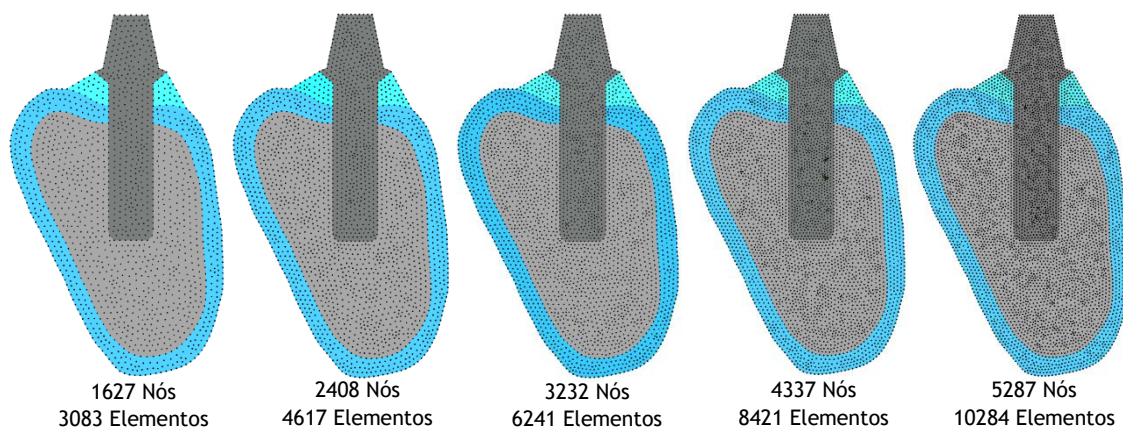


Figura 8.1 - Modelos, com variação no número de nós, utilizados no estudo de convergência.

Para uma melhor interpretação do fenómeno do bruxismo foram incluídas no modelo as forças de corte provenientes do bruxismo. Assim, a força oclusal exercida irá sofrer um desvio na sua direção devido à força de atrito existente. Nos períodos iniciais, para uma força unitária aplicada verticalmente e sendo a força de atrito de 0.1N, a magnitude da força resultante é de

1N com angulação de 84.29° , Carga 1, [171]. Posteriormente à medida que os ciclos de mastigação aumentam, ultrapassando os 1600 ciclos, a força de atrito manifestada irá disparar para aproximadamente 0.9N. A força unitária aplicada verticalmente terá um desvio na sua direção de aproximadamente de 42° , ou seja, a força unitária resultante passará a ser manifestada a 48.01° , Carga 2. Estes dois casos de cargas são aplicados longitudinalmente nos nós que constituem a parte superior do pilar, como demonstrada pelo Figura 8.2. Em relação às condições de fronteira definiu-se as partes periféricas e a parte terminal do osso como pontos de restrição do modelo, de modo que os nós contidos nessas regiões não sofram qualquer tipo de movimento.

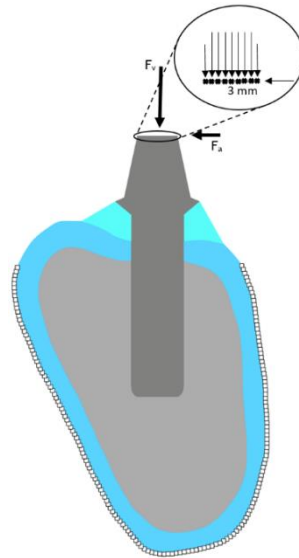


Figura 8.2 - Condições de fronteiras e cargas aplicadas.

8.1.1.1 - Resultados e Discussão

Selecionando na superfície do pilar o ponto central, foi possível averiguar o deslocamento vertical sofrido para as diferentes densidades nodais e para os três métodos numéricos, FEM, RPIM E NNRPIM. Contudo é importante salientar que o nó selecionado não estava localizado exatamente sempre na mesma posição, porque cada malha tem uma discretização nodal ligeiramente diferente, o que leva a pequenas diferenças de leitura no campo de solução. Os resultados obtidos estão expostos na Figura 8.3.

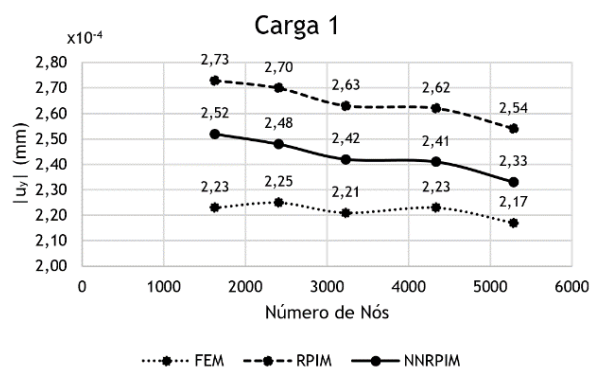


Figura 8.3 - Deslocamento vertical sofrido em função da discretização nodal do modelo geométrico, para a carga aplicada: Carga 1-Carga de 1N a 84.29° .

Com o FEM, os valores obtidos são menores quando comparados com os dois métodos sem malha. É sabido que com o aumento de número de nós obtém-se malhas mais refinadas e soluções mais precisas, no entanto note-se que os resultados já estão muito próximos do valor final convergido (todas as linhas são quase planas). Assim, observando-se que a discretização nodal com 5287 permite realizar a análise com um custo computacional satisfatório, esta foi a escolhida para prosseguir para o estudo bidimensional relativo ao efeito de angulação de implantes dentários.

8.1.2 - Efeito de Angulação nos Implantes Dentários

Para simular o efeito de angulação presente em diversos cenários clínicos, quatro modelos bidimensionais foram estudados, e estão ilustrados na Figura 8.4.

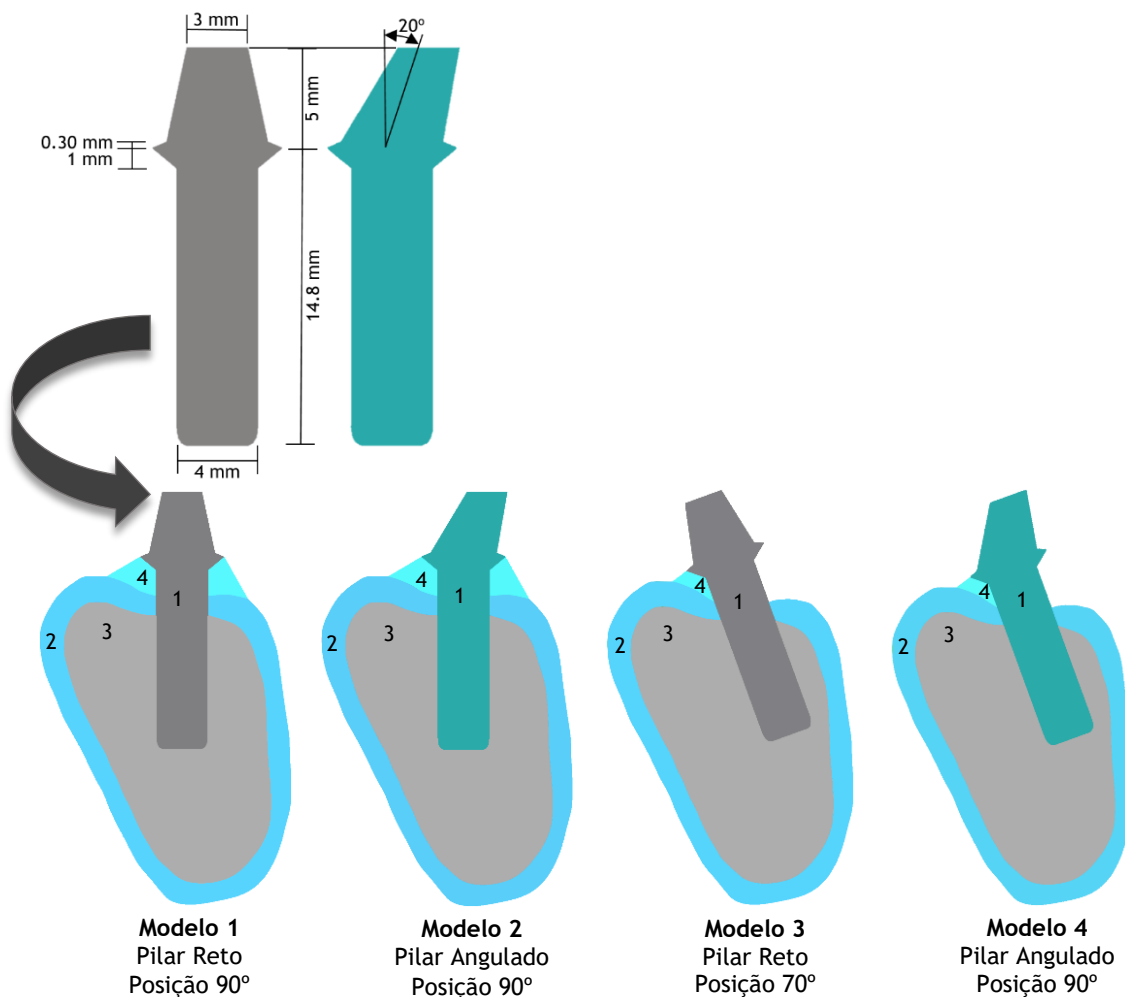


Figura 8.4 - Modelos geométricos com as diferentes combinações entre pilar e implante e identificação dos componentes: 1-Implante, 2-Camada óssea cortical, 3-Camada óssea trabecular e 4-Gengiva.

Relativamente às condições de fronteira e carga foram impostas as mesmas descritas no estudo de convergência, para cada um dos modelos geométricos. Na Tabela 8.1 estão listados os números de nós e elementos que constituem a malha que discretiza cada modelo.

Tabela 8.1 - Densidade nodal para cada modelo geométrico.

Modelo Geométrico	Nós	Elementos
1	5297	10284
2	5337	10390
3	5267	10242
4	5312	10328

Compreender o comportamento biomecânico e qual o melhor material para esses cenários, foram algumas das questões analisadas. Quatro materiais foram definidos para a composição do implante, nomeadamente, ligas metálicas: liga de titânio (Ti-6Al-4V) e liga de titânio-zircônio (Ti-15Zr) [172], cerâmica: Zircônia (3Y-TZP), e um polímero de alta performance: Poli-éter-éter-cetona com Fibras de Carbono (CFR-PEEK). As propriedades destes materiais foram definidas segundo a literatura [33],[80],[81],[170] e os seus valores estão expressos na Tabela 8.2.

Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise numérica.

	Módulo de Elasticidade (E) [MPa]	Coefficiente de Poisson (ν)
Implante		
Ti-6Al-4V	110000	0.30
3Y-TZP	210000	0.30
Ti-15Zr	112000	0.30
CFR-PEEK	150000	0.35
Osso		
Cortical	13700	0.30
Trabecular	1370	0.30
Gengiva	19.6	0.30

8.1.2.1 - Resultados e Discussão

Primeiramente foi analisado através de três métodos distintos, FEM, RPIM E NNRPIM, os mapas de tensão efetiva para cada modelo geométrico, obtidos na interface gráfica do FEMAS. Como os mapas de cores obtidos para os quatro materiais definidos são semelhantes, de seguida somente são apresentados os correspondentes ao material mais comercialmente utilizado, Ti-6Al-4V. Estes resultados foram testados para cada um dos modelos bidimensionais, para cada um dos três métodos numéricos e para ambas as cargas impostas. As imagens variam numa escala de azul até vermelho, sendo o azul representado pelas tensões mais baixas e a vermelho pelas tensões mais elevadas. Para cada um dos mapas de cores estão expressos os valores máximo e mínimo registados em cada análise. No Anexo 1 encontram-se os restantes mapas de cores para cada um dos materiais estudados, material 3Y-TZP, Tabela A.1.1, Tabela A.1.2,

Tabela A.1.3, Ti-15Zr, Tabela A.1.4, Tabela A.1.5, Tabela A.1.6 e CFR-PEEK, Tabela A.1.7, Tabela A.1.8, Tabela A.1.9 que correspondem à σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , respectivamente.

Tabela 8.3 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.

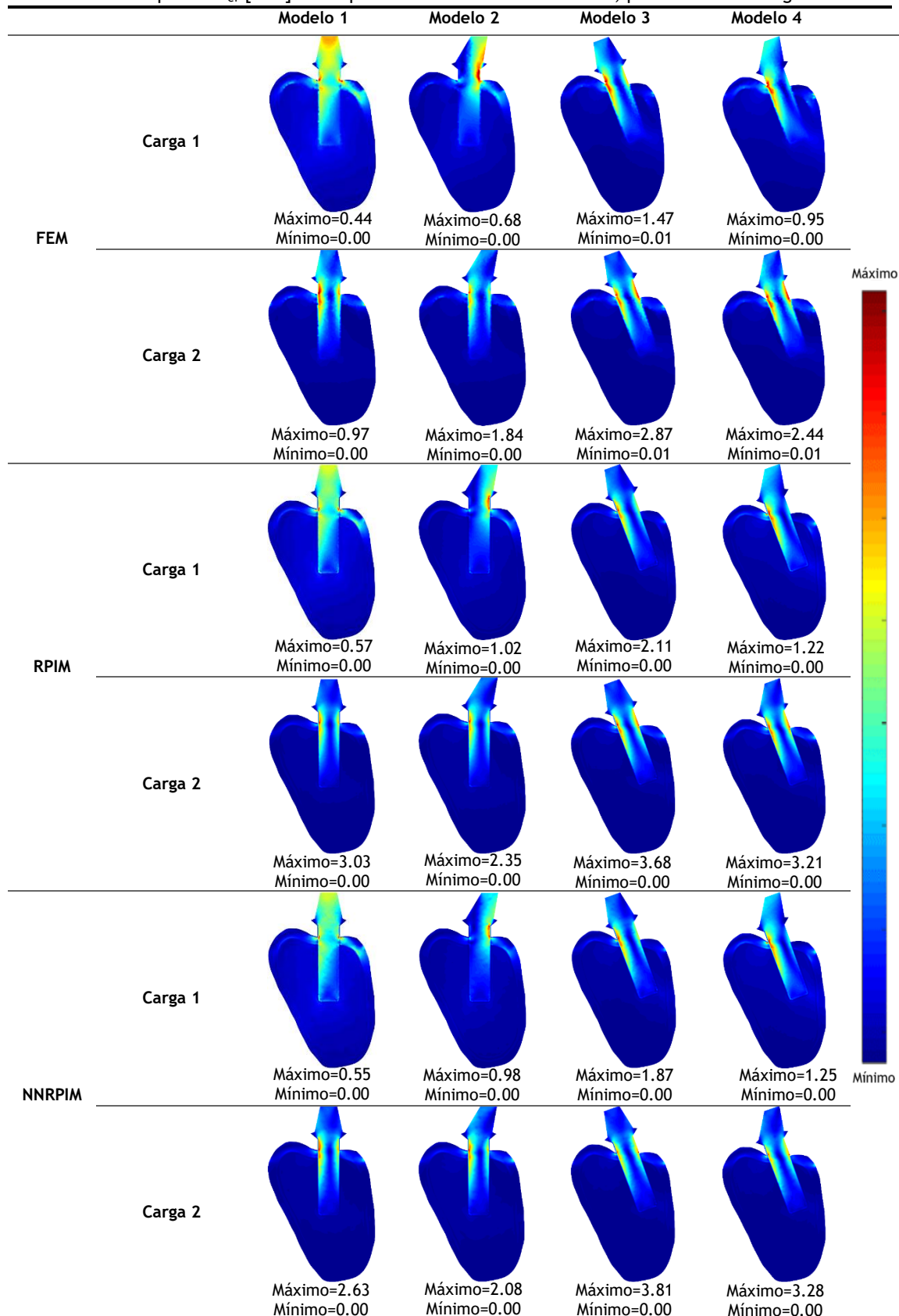


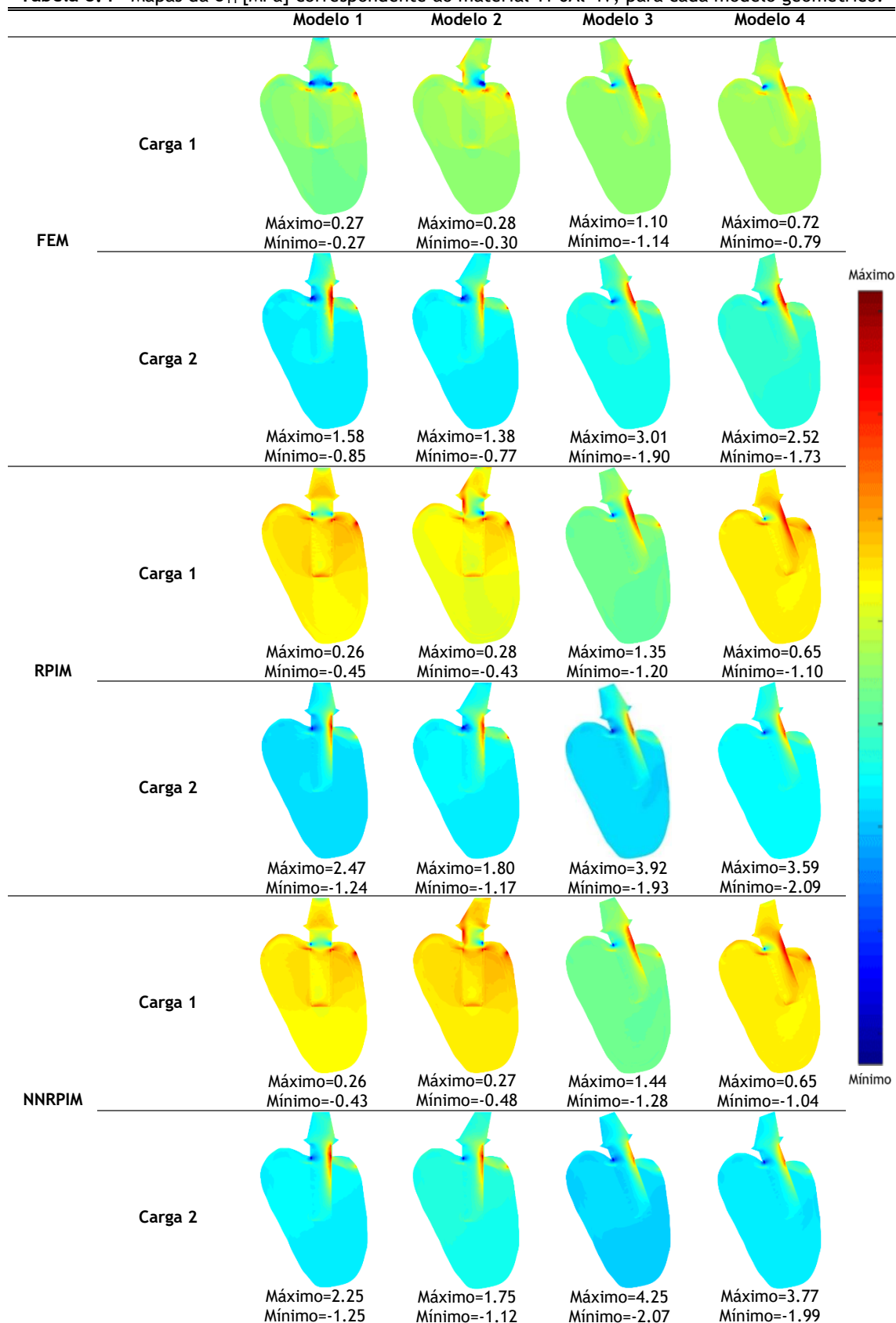
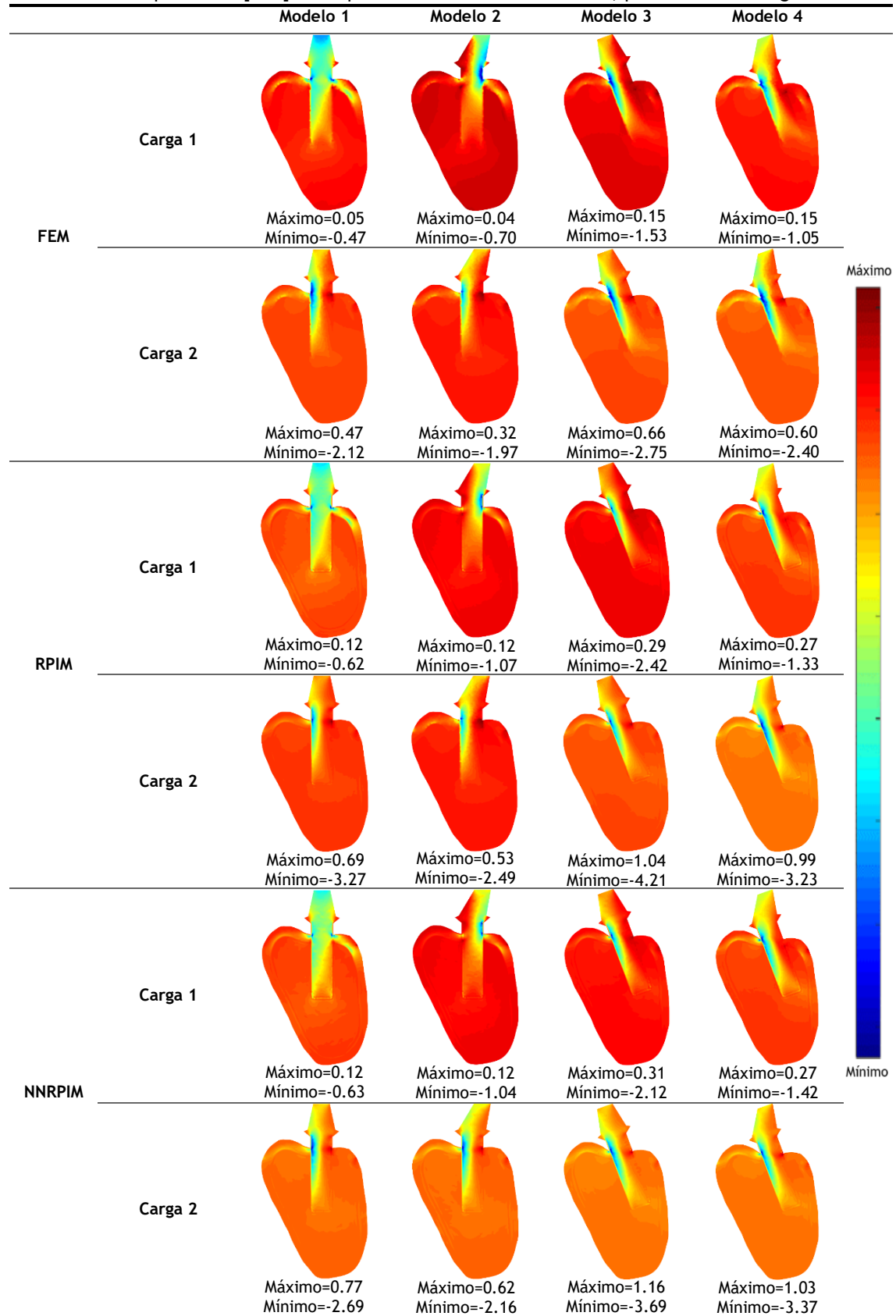
Tabela 8.4 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.

Tabela 8.5 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material Ti-6Al-4V, para cada modelo geométrico.

Pelos mapas de cores obtidos é evidente que para a Carga 2, força oblíqua, as tensões concentram-se sempre nas mesmas regiões. Independentemente do modelo geométrico analisado, os maiores valores de tração encontram-se do lado direito e os maiores valores de compressão do lado esquerdo. O mesmo não se verifica na Carga 1, força aproximadamente horizontal. Por isso, estes resultados vão de acordo ao encontrado na literatura existente, a qual fundamenta que as forças horizontais levam a que o implante esteja mais suscetível a fraturas, quando comparada com forças oblíquas.

Em estudos biomecânicos, um dos principais objectivos é analisar o comportamento da interface osso-implante. Este é um dos factores que intervêm activamente na estabilidade do implante. Então, para estudar a tensão aí gerada, uma linha contínua de pontos, na perspectiva do implante, foi seleccionada em cada um dos modelos geométricos, como demonstrado pela Figura 8.5. Através de um código em Matlab, os valores das tensões referentes a estes pontos foram obtidos utilizando-se os ficheiros de resultados guardados em arquivos Excel provenientes das análises numéricas do FEMAS.

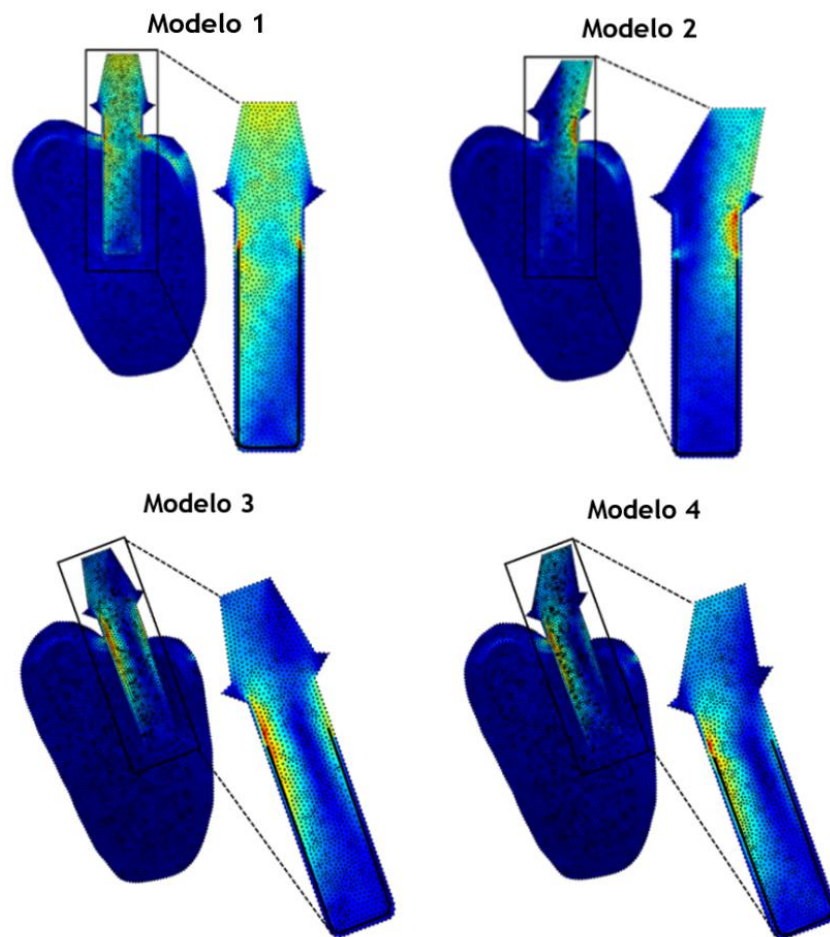


Figura 8.5 - Linha contínua correspondente à região posterior à interface osso-implante para cada um dos modelos em estudo, utilizando os dados obtidos pelo método sem malha, NNRPIM, da σ_{ef} .

Comparando os três métodos numéricos, FEM, RPIM E NNRPIM, foram contruídos gráficos que descrevem o comportamento biomecânico da interface osso-implante. No Anexo 2 podem ser visualizados os resultados obtidos para cada um dos materiais definidos e cargas aplicadas. Nas Figura 8.6, Figura 8.7, Figura 8.8, podem-se visualizar exemplos desses mesmos resultados

para a Carga 1. Estas figuras representam a variação da tensão, σ_{ef} , σ_{11} e σ_{22} respectivamente, do material Ti-6Al-4V ao longo do perímetro da linha de pontos selecionada para cada um dos quatro modelos analisados.

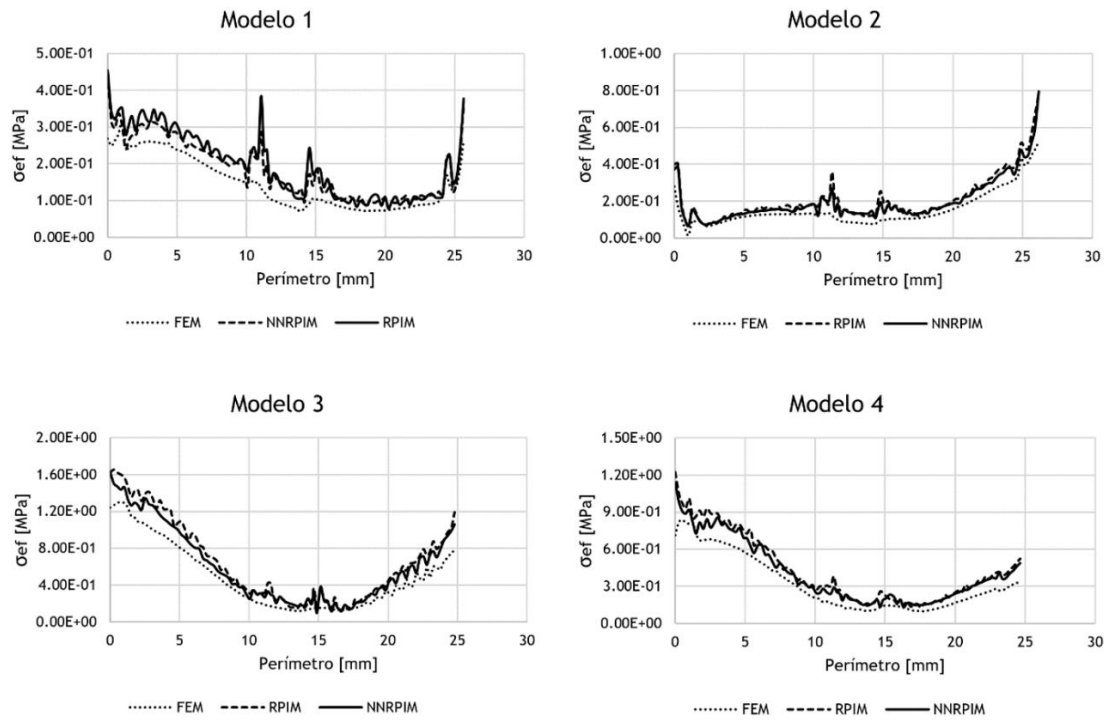


Figura 8.6 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

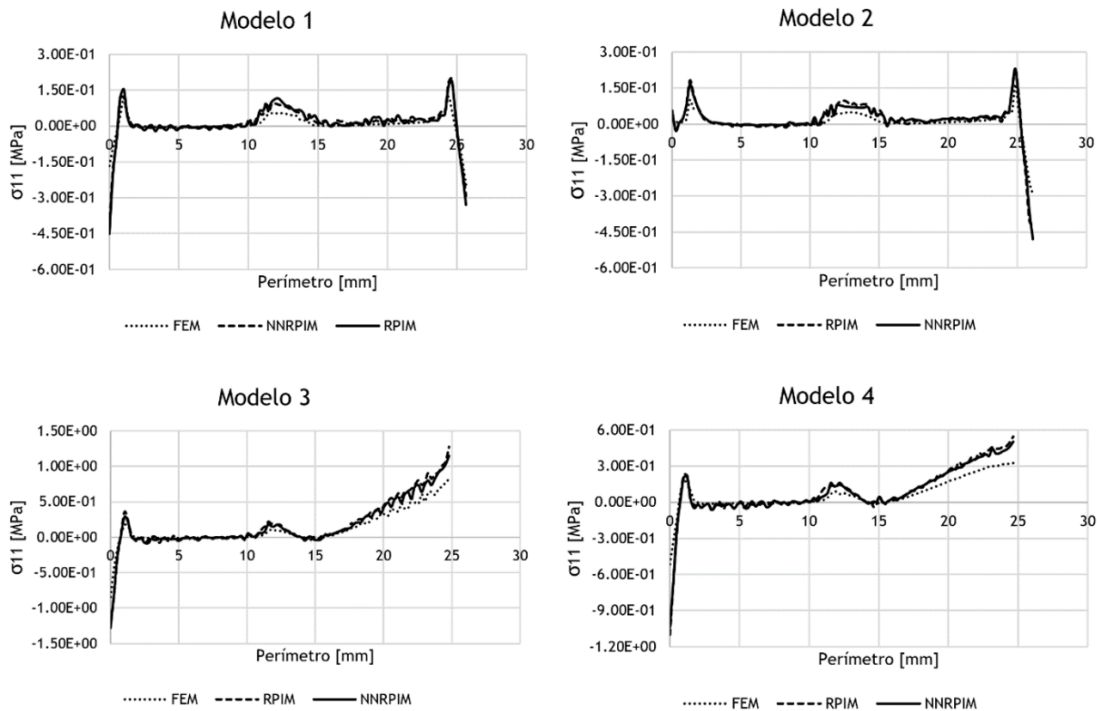


Figura 8.7 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

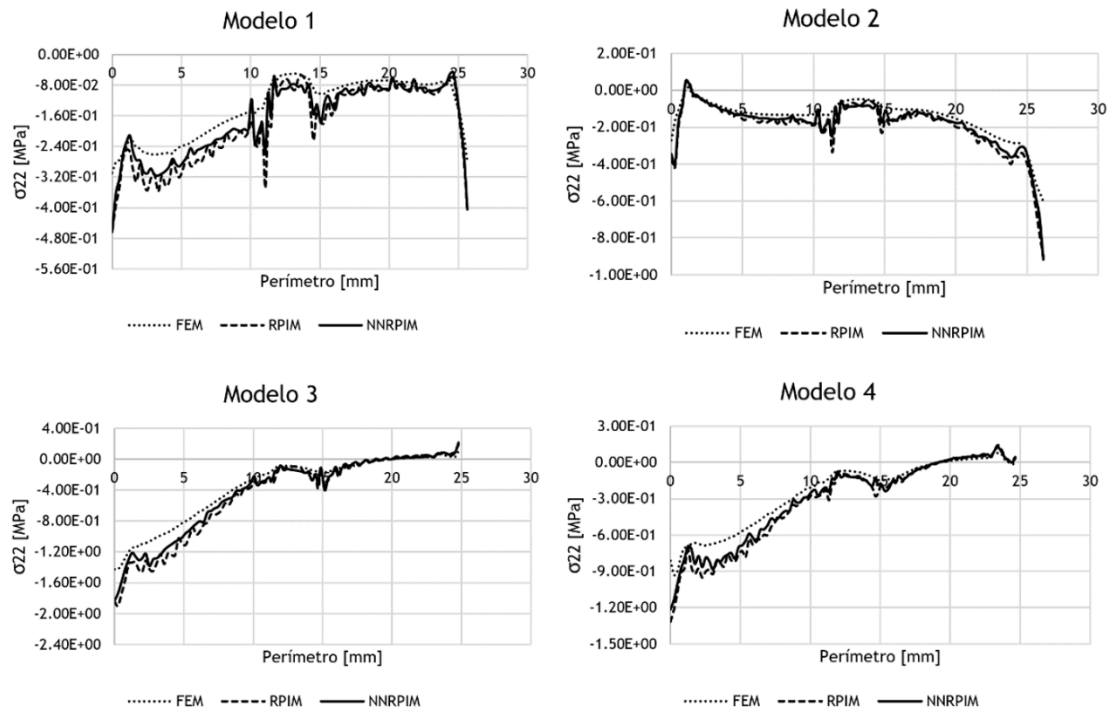


Figura 8.8 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

As distribuições das tensões na interface osso-implante são mais uniformes para o modelo 1 e para modelo 4, ou seja, o pilar e a posição do implante deve fornecer a mesma inclinação para providenciar uma maior estabilidade ao modelo.

Relativamente às tensões principais obtidas para a Carga 1, podem-se visualizar que para os modelos 1 e 2, os valores de maior tração foram registrados na região do implante próxima ao osso cortical e na zona apical do implante e os valores de maior compressão foram somente encontrados na zona do implante próxima à camada óssea cortical. Para os modelos 3 e 4, os valores mais elevados de tração concentram-se na região direita do implante, próxima da interface osso-implante e os valores de maior compressão foram encontradas no lado oposto, ou seja, no lado esquerdo do implante, próximo da interface osso-implante.

Depois de detetar quais as locais de maior tensão, e de verificar que estas concentram-se na região do pescoço do implante, foi feito um estudo individualizado dessas mesmas regiões, e os quatro pontos selecionados podem ser visualizados na Figura 8.9. Então, a partir dos dados obtidos será possível selecionar quais destes modelos são capazes de oferecer soluções mais seguras e eficazes para eventuais tratamentos clínicos.

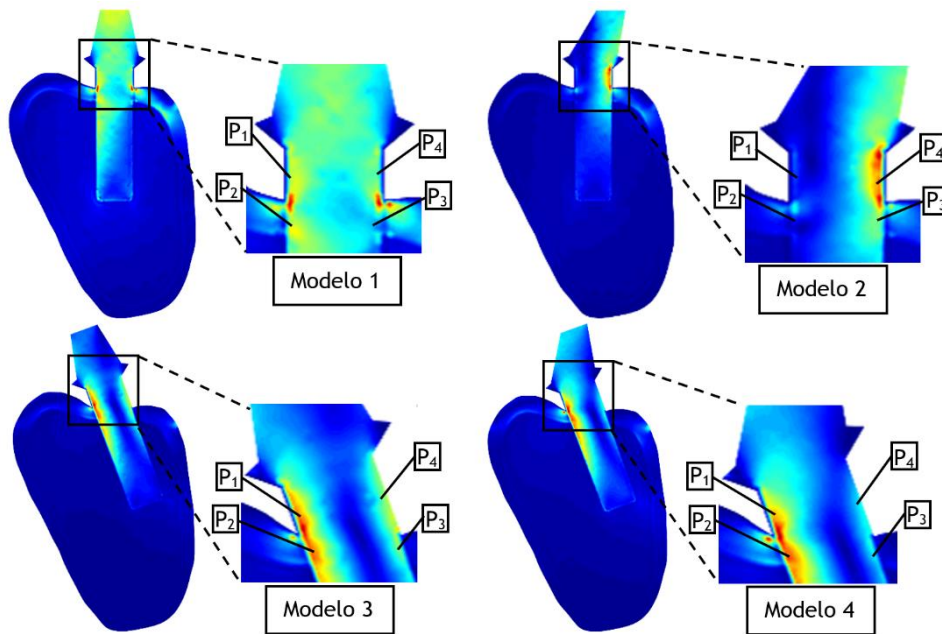


Figura 8.9 - Ilustração dos pontos de interesse selecionados para cada modelo geométrico através dos resultados obtidos, pelo NNRPIM, da tensão efetiva.

De seguida, como já mencionado anteriormente os campos de tensões obtidas são semelhantes para os quatro materiais testados, e então mostram-se apenas para os quatro modelos bidimensionais, os valores dos campos de tensão, σ_{ef} , σ_{11} e σ_{22} , para a liga metálica Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1, que estão apresentados na Figura 8.10, Figura 8.11, Figura 8.12, respectivamente. No entanto, no Anexo 3, para os diferentes métodos e condições impostas, na Tabela A.3.1, Tabela A.3.2, Tabela A.3.3, Tabela A.3.4, podem ser visualizados os valores obtidos para cada um dos pontos de interesse selecionados, P_1 , P_2 , P_3 e P_4 , respectivamente.

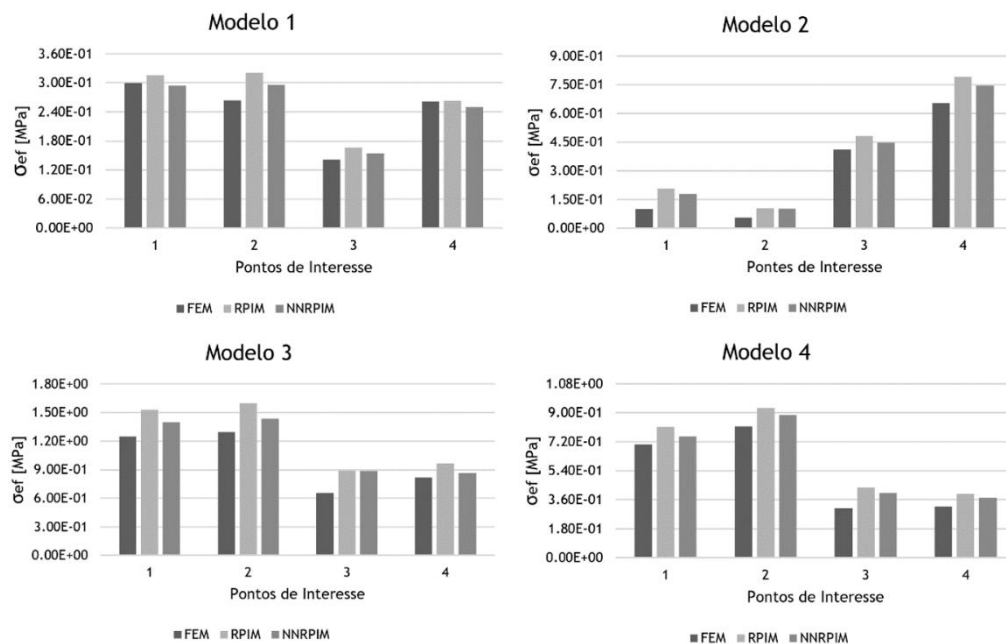


Figura 8.10 - σ_{ef} obtida para os pontos de interesse selecionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.

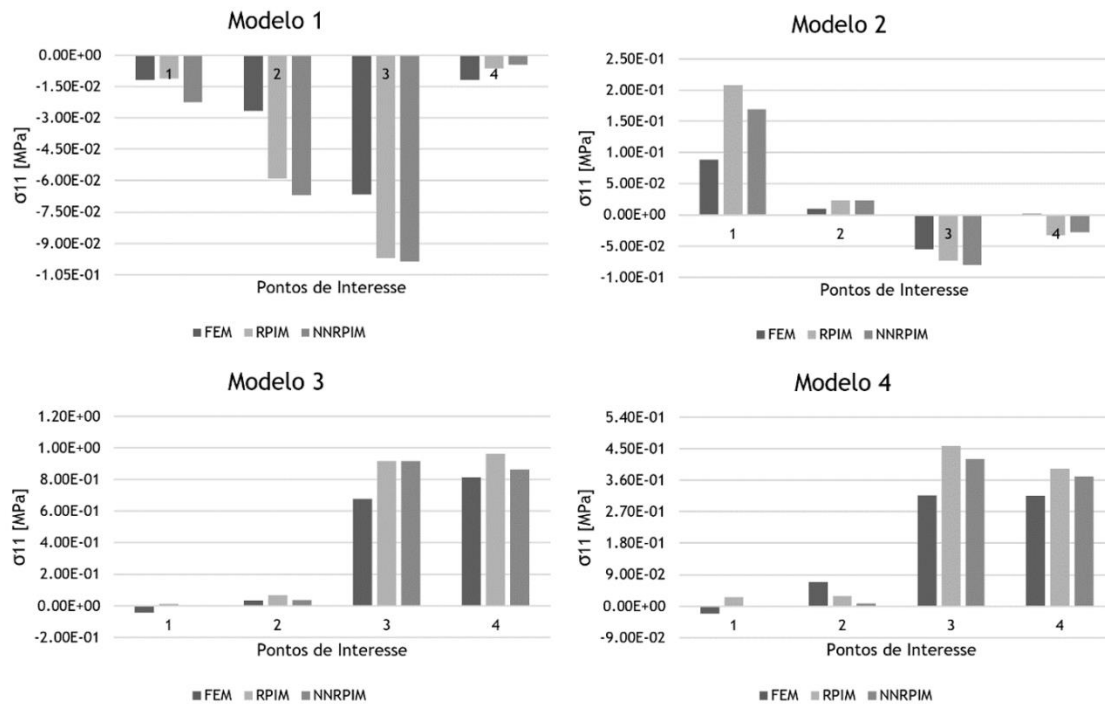


Figura 8.11 - σ_{11} obtida para os pontos de interesse seleccionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.

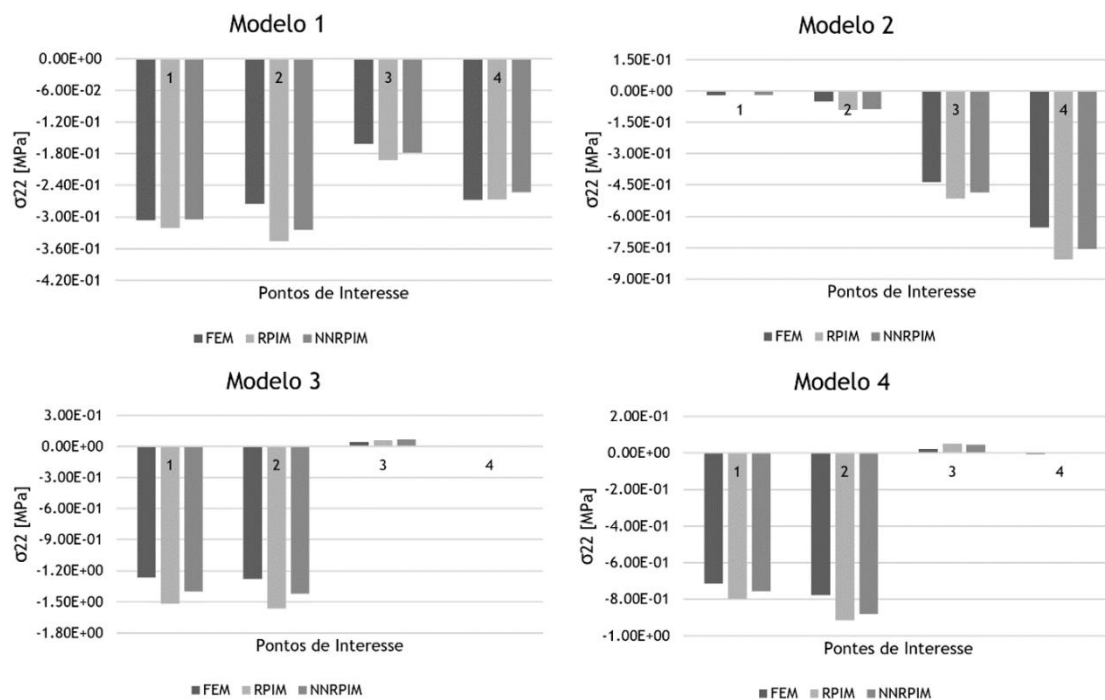


Figura 8.12 - σ_{22} obtida para os pontos de interesse seleccionados em cada modelo geométrico, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 1.

O modelo 2 apresenta uma elevada tensão no ponto 4, aproximadamente de 0.8 MPa, o valor mais alto registado de todos os modelos testados. Para uma força de magnitude de 100N,

força normal de mastigação, o valor obtido nesta região seria de 80 MPa. Sendo o limite de cedência dos materiais testados, compreendidos entre 700 a 1200 MPa, valores mencionados no Capítulo 3 na Tabela 3.3 e Tabela 3.4, esta configuração encontra-se longe de apresentar uma tensão superior à deste limite. O mesmo foi verificado para a resistência à tração e compressão apresentada pelos quatro materiais testados.

Por último, um estudo das variáveis de deslocamento foi efetuado, e para tal foi selecionado no comprimento superficial do implante, o ponto central. Os valores obtidos para as variáveis de deslocamento foram registados na Tabela 8.6, em função do material, método, modelo e condição de carga aplicada.

Tabela 8.6 - Campos de deslocamento obtido para os diferentes métodos utilizados e para as diferentes condições impostas. Valores em mm.

Material	Método	Modelo	Carga 1			Carga 2		
			U _x	U _y	u	U _x	U _y	u
Ti-6Al-4V	FEM	M1	-1.04E-04	-2.17E-04	2.41E-04	-8.38E-04	-2.23E-04	8.67E-04
		M2	3.85E-06	-2.24E-04	2.24E-04	-6.90E-04	-9.69E-05	6.96E-04
		M3	-6.40E-04	-4.62E-04	7.89E-04	-1.23E-03	-6.52E-04	1.39E-03
		M4	-4.61E-04	-3.08E-04	5.54E-04	-1.20E-03	-4.20E-04	1.27E-03
	RPIM	M1	-1.23E-04	-2.54E-04	2.82E-04	-1.06E-03	-2.60E-04	1.10E-03
		M2	1.79E-05	-2.65E-04	2.66E-04	-8.75E-04	-9.94E-05	8.81E-04
		M3	-7.87E-04	-5.55E-04	9.63E-04	-1.51E-03	-7.93E-04	1.70E-03
		M4	-5.66E-04	-3.63E-04	6.72E-04	-1.47E-03	-5.06E-04	1.55E-03
	NNRPIM	M1	-1.13E-04	-2.33E-04	2.58E-04	-9.80E-04	-2.38E-04	1.01E-03
		M2	1.67E-05	-2.43E-04	2.44E-04	-8.07E-04	-9.06E-05	8.12E-04
		M3	-7.29E-04	-5.14E-04	8.92E-04	-1.40E-03	-7.37E-04	1.58E-03
		M4	-5.27E-04	-3.36E-04	6.26E-04	-1.36E-03	-4.71E-04	1.44E-03
3Y-TZP	FEM	M1	-9.45E-05	-2.04E-04	2.25E-04	-6.47E-04	-2.09E-04	6.80E-04
		M2	-2.69E-05	-2.03E-04	2.05E-04	-5.44E-04	-1.16E-04	5.56E-04
		M3	-5.05E-04	-3.99E-04	6.44E-04	-9.53E-04	-5.43E-04	1.10E-03
		M4	-3.82E-04	-2.83E-04	4.75E-04	-9.32E-04	-3.75E-04	1.00E-03
	RPIM	M1	-1.10E-04	-2.37E-04	2.62E-04	-8.09E-04	-2.42E-04	8.44E-04
		M2	-2.28E-05	-2.38E-04	2.39E-04	-6.79E-04	-1.26E-04	6.90E-04
		M3	-6.15E-04	-4.74E-04	7.77E-04	-1.16E-03	-6.52E-04	1.33E-03
		M4	-4.64E-04	-3.31E-04	5.70E-04	-1.13E-03	-4.47E-04	1.21E-03
	NNRPIM	M1	-1.01E-04	-2.18E-04	2.40E-04	-7.45E-04	-2.22E-04	7.77E-04
		M2	-2.07E-05	-2.18E-04	2.19E-04	-6.26E-04	-1.15E-04	6.36E-04
		M3	-5.71E-04	-4.39E-04	7.21E-04	-1.07E-03	-6.05E-04	1.23E-03
		M4	-4.33E-04	-3.07E-04	5.31E-04	-1.05E-03	-4.16E-04	1.13E-03
Ti-15Zr	FEM	M1	-1.04E-04	-2.17E-04	2.40E-04	-8.31E-04	-2.22E-04	8.60E-04
		M2	2.72E-06	-2.24E-04	2.24E-04	-6.84E-04	-9.76E-05	6.91E-04
		M3	-6.35E-04	-4.60E-04	7.84E-04	-1.22E-03	-6.48E-04	1.38E-03
		M4	-4.58E-04	-3.07E-04	5.52E-04	-1.19E-03	-4.19E-04	1.26E-03
	RPIM	M1	-1.22E-04	-2.53E-04	2.81E-04	-1.05E-03	-2.60E-04	1.09E-03
		M2	1.64E-05	-2.64E-04	2.65E-04	-8.68E-04	-1.00E-04	8.74E-04
		M3	-7.81E-04	-5.52E-04	9.56E-04	-1.49E-03	-7.88E-04	1.69E-03
		M4	-5.62E-04	-3.62E-04	6.69E-04	-1.45E-03	-5.04E-04	1.54E-03
	NNRPIM	M1	-1.12E-04	-2.32E-04	2.58E-04	-9.72E-04	-2.38E-04	1.00E-03
		M2	1.53E-05	-2.42E-04	2.43E-04	-8.00E-04	-9.14E-05	8.06E-04
		M3	-7.24E-04	-5.11E-04	8.86E-04	-1.38E-03	-7.30E-04	1.56E-03
		M4	-5.24E-04	-3.35E-04	6.22E-04	-1.35E-03	-4.69E-04	1.43E-03
CFR-PEEK	FEM	M1	-9.85E-05	-2.09E-04	2.31E-04	-7.22E-04	-2.14E-04	7.53E-04
		M2	-1.51E-05	-2.11E-04	2.12E-04	-6.01E-04	-1.08E-04	6.11E-04
		M3	-5.58E-04	-4.24E-04	7.01E-04	-1.06E-03	-5.86E-04	1.21E-03
		M4	-4.13E-04	-2.92E-04	5.06E-04	-1.04E-03	-3.93E-04	1.11E-03
	RPIM	M1	-1.15E-04	-2.44E-04	2.70E-04	-9.09E-04	-2.49E-04	9.43E-04
		M2	-7.23E-06	-2.48E-04	2.48E-04	-7.56E-04	-1.15E-04	7.65E-04
		M3	-6.83E-04	-5.05E-04	8.49E-04	-1.29E-03	-7.07E-04	1.47E-03
		M4	-5.04E-04	-3.43E-04	6.10E-04	-1.26E-03	-4.70E-04	1.34E-03
	NNRPIM	M1	-1.06E-04	-2.23E-04	2.47E-04	-8.37E-04	-2.28E-04	8.68E-04
		M2	-6.41E-06	-2.28E-04	2.28E-04	-6.97E-04	-1.05E-04	7.05E-04
		M3	-6.34E-04	-4.68E-04	7.88E-04	-1.20E-03	-6.56E-04	1.37E-03
		M4	-4.70E-04	-3.18E-04	5.68E-04	-1.17E-03	-4.37E-04	1.25E-03

O material que apresentou melhor desempenho biomecânico foi a liga metálica Ti-6Al-4V. Contudo, os valores registados são todos muito próximos e qualquer um destes quatro materiais são alternativas viáveis para a implantação dentária.

8.2 - Modelos Geométricos Tridimensionais

8.2.1 - Implantes Complexos

O modelo geométrico de uma prótese maxilar direita foi obtido a partir da literatura [173]. A prótese é constituída por três implantes convencionais e um implante zigomático. Para simplificar as análises, os implantes/parafusos desta prótese foram totalmente osseointegrados. Os três implantes comerciais apresentavam uma inclinação de 90° em relação ao plano vertical e o implante zigomático 90° em relação ao plano de ressecção. A barra com 8 mm de comprimento e 10 mm de altura suportava todos os implantes. Tomando o Modelo 1 como referência, duas novas hastes foram dimensionadas para esta prótese e podem ser visualizadas na Figura 8.13. As construções dos modelos tridimensionais foram desenvolvidas no Solidworks.

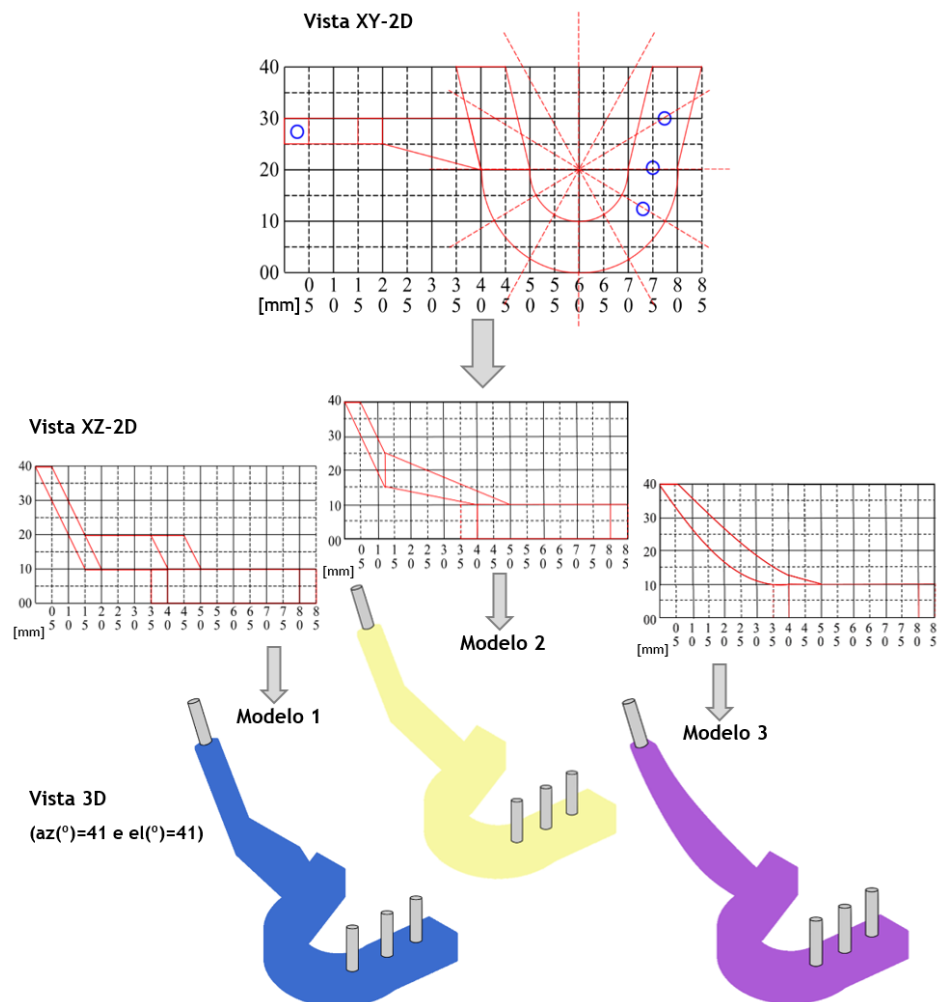


Figura 8.13 - Design dos três modelos tridimensionais estudados.

A discretização nodal para cada um dos modelos, Figura 8.14, foi criada no FEMAP e posteriormente foi importada para o FEMAS para aí ser realizada a análise numérica. O material definido para a barra foi a liga de ouro tipo III, onde apresenta como módulo de elasticidade,

$E=100$ GPa e coeficiente de poisson, $\nu=0.30$. Estas propriedades mecânicas foram obtidas a partir dos valores de referência descritos na literatura [75]. O material foi considerado como sendo homogêneo e isotrópico, com comportamento linear elástico.

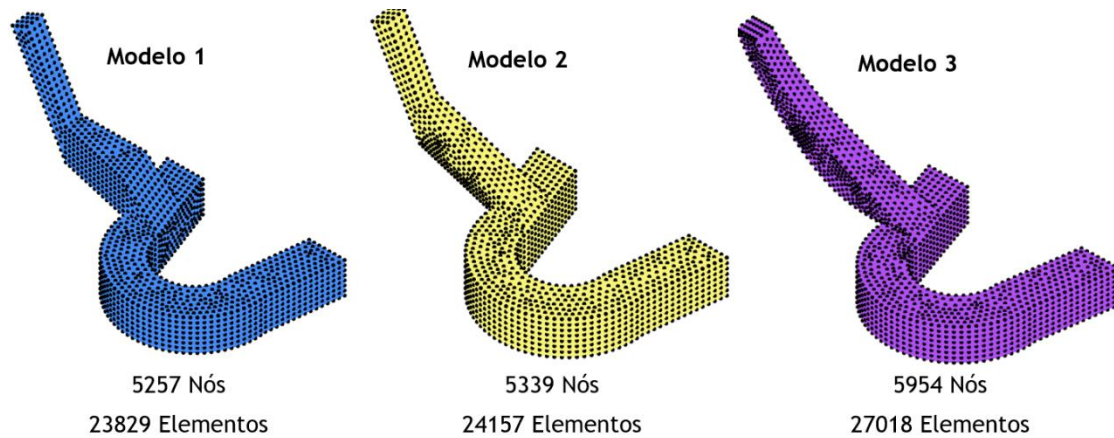


Figura 8.14 - Densidade nodal para os três modelos tridimensionais testados.

Relativamente às condições de carga, três forças distintas foram aplicadas para cada um dos modelos, nomeadamente, uma força unitária distribuída verticalmente na região direita, Carga 1, outra na região central, Carga 2, e finalmente na região esquerda da prótese, Carga 3.

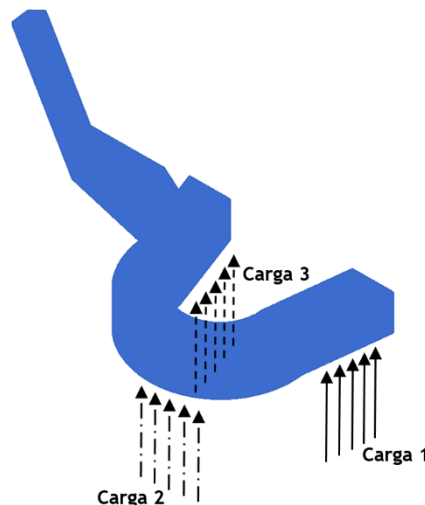


Figura 8.15 - Ilustração das cargas aplicadas para os modelo 3D.

Quatro casos distintos foram analisados: Caso Mecânico 1 - todos os implantes são considerados (implante zigomático e convencionais); Caso Mecânico 2 - somente o implante zigomático e implante convencional mais à direita são considerados; Caso Mecânico 3 - somente com o implante zigomático e implante convencional central são considerados; Caso Mecânico 4 - só com o implante zigomático e o implante convencional mais à esquerda são assumidos. Assim, foram construídos modelos geométricos para cada um dos casos mecânicos anteriormente descritos. Pretende-se com este estudo compreender como varia a distribuição da tensão consoante a combinação dos implantes para as diferentes forças aplicadas.

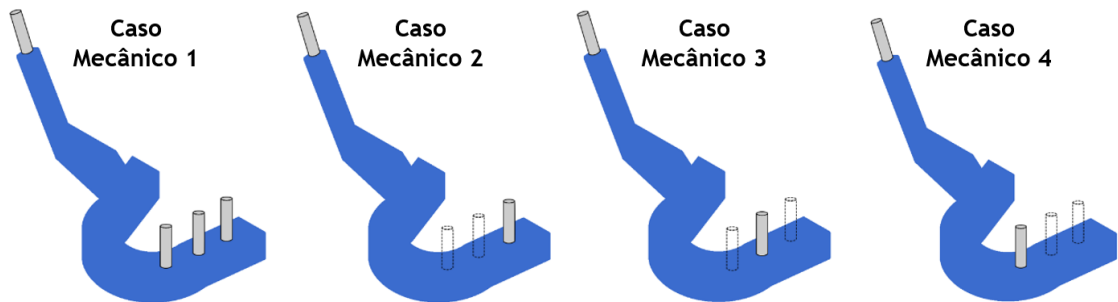


Figura 8.16 - Identificação das diferentes combinações de implantes, casos mecânicos, que foram testados para os três modelos geométricos, utilizando como exemplo o modelo geométrico 1.

8.2.1.1 - Resultados e Discussão

Todas as análises foram realizadas para três métodos numéricos, nomeadamente FEM, RPIM e NNRPIM. Primeiramente procedeu-se à análise dos mapas de cores obtidos para todas as condições impostas. Na Tabela 8.7, e Tabela 8.9 são apresentados os mapas de cores para as tensões, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , mas estes apenas são referentes à força aplicada na região esquerda da prótese maxilar, força mais crítica para os modelos. Os restantes encontram-se no Anexo 4 nas Tabela A.4.1, Tabela A.4.2, Tabela A.4.3, para a força direita e Tabela A.4.4, Tabela A.4.5, Tabela A.4.6, para a força central, onde cada tabela analisa as variáveis de tensão σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , respectivamente. Independentemente do método numérico utilizado os resultados são muito semelhantes. Contudo é de realçar que com os métodos sem malha os dados apresentados são mais suaves.

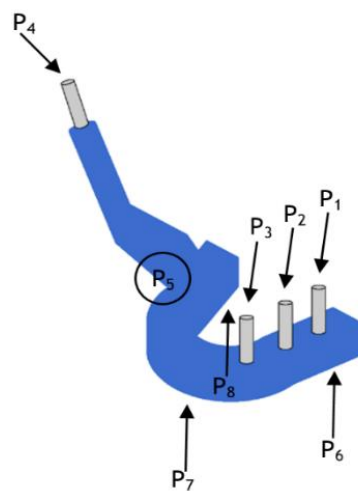


Figura 8.17 - Pontos de interesse selecionados na análise numérica. P₁, P₂, P₃, P₄ e P₅ foram os pontos escolhidos para o estudo das tensões e P₆, P₇, P₈ para o estudo do deslocamento.

As regiões de maior tensão foram registadas na haste da prótese dentária, no implante zigomático e no implante convencional situado na posição do pré-molar. Os níveis de maior tração e compressão coincidem e encontram-se maioritariamente na haste do implante. Para uma melhor interpretação destes resultados foi realizado um estudo mais pormenorizado de alguns pontos críticos, que podem ser visualizados na Figura 8.17, e podem ser responsáveis por eventuais falhas nos modelos biomecânicos.

Tabela 8.7 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.

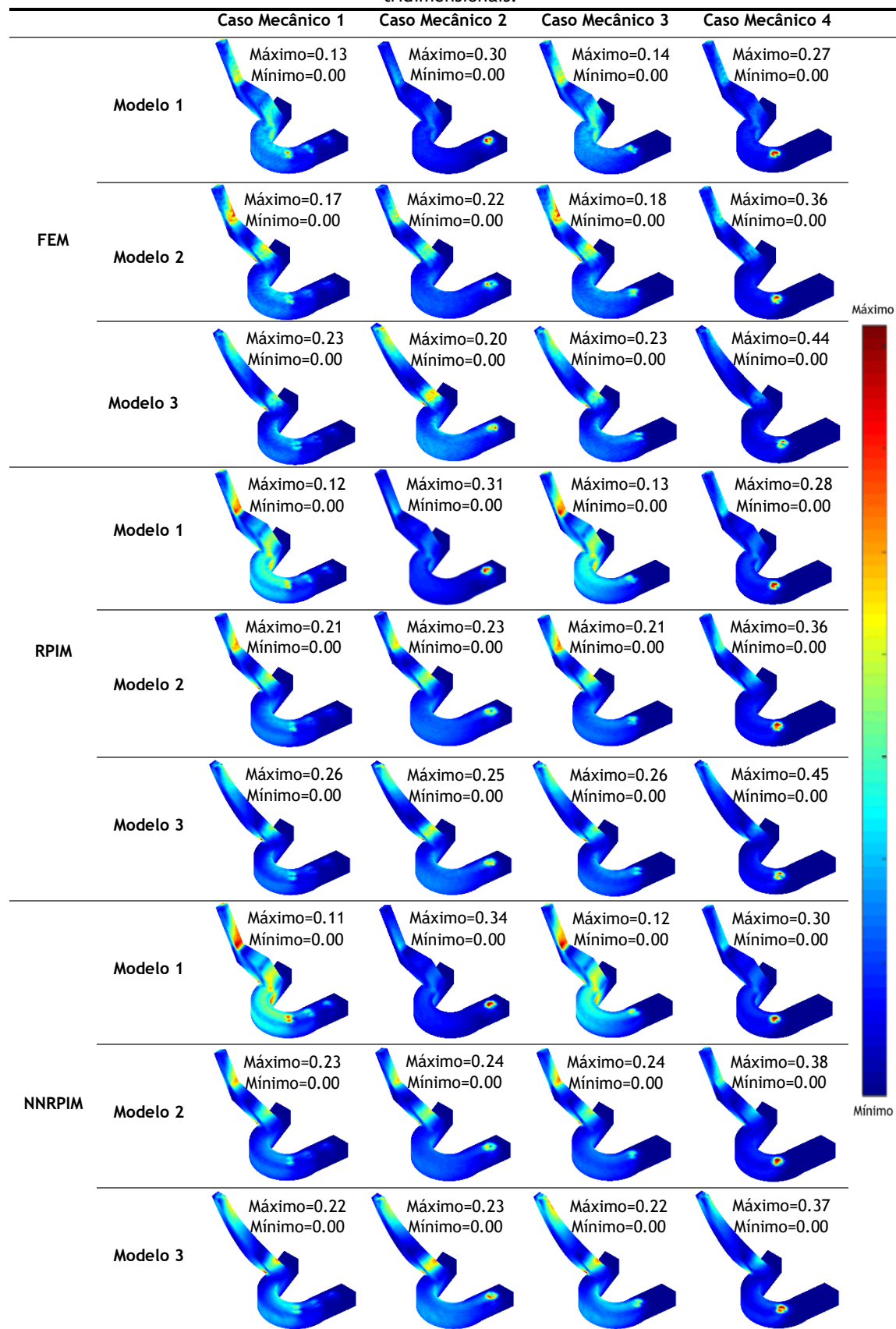


Tabela 8.8 - Mapas de cores da σ_{11} [Mpa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.

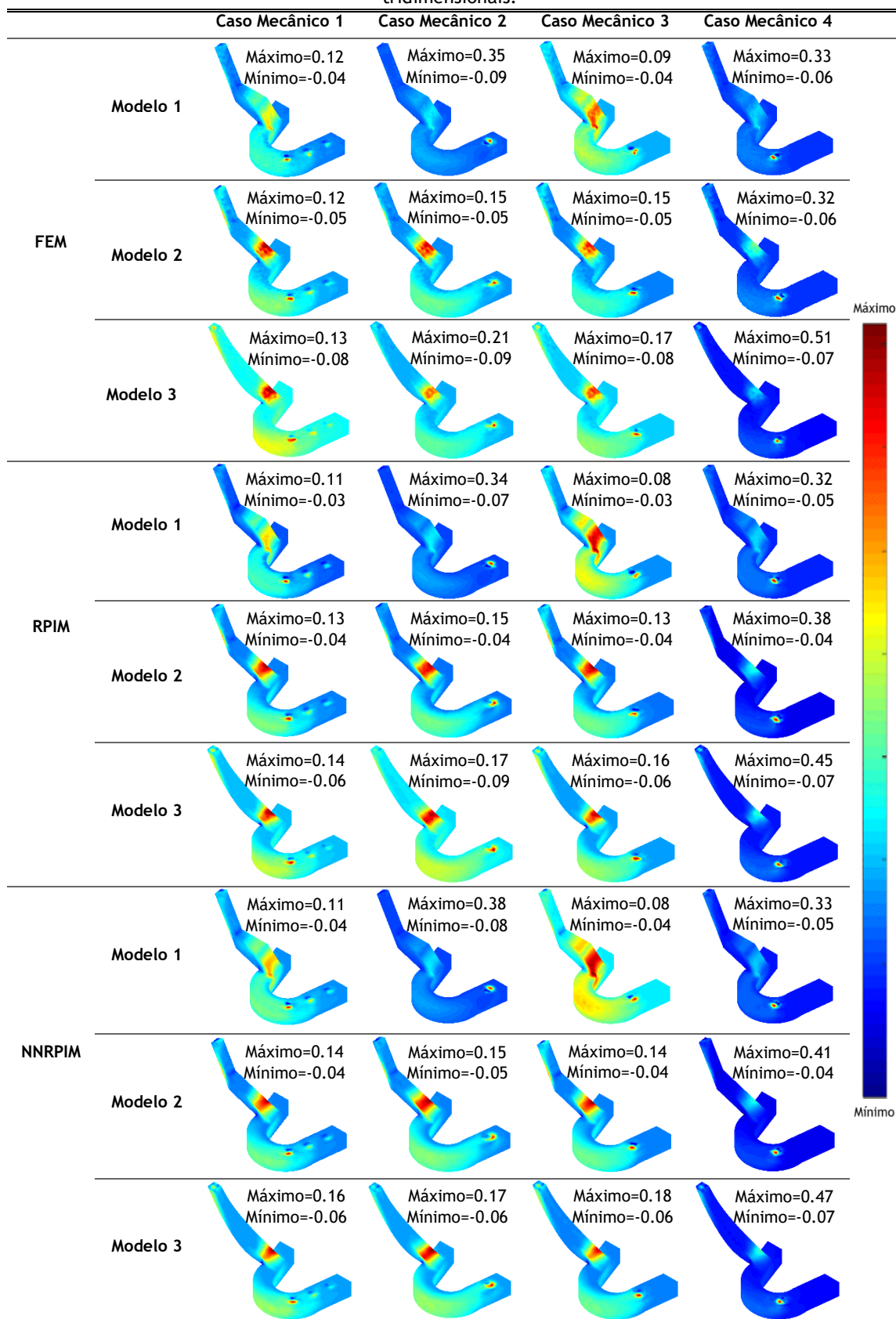
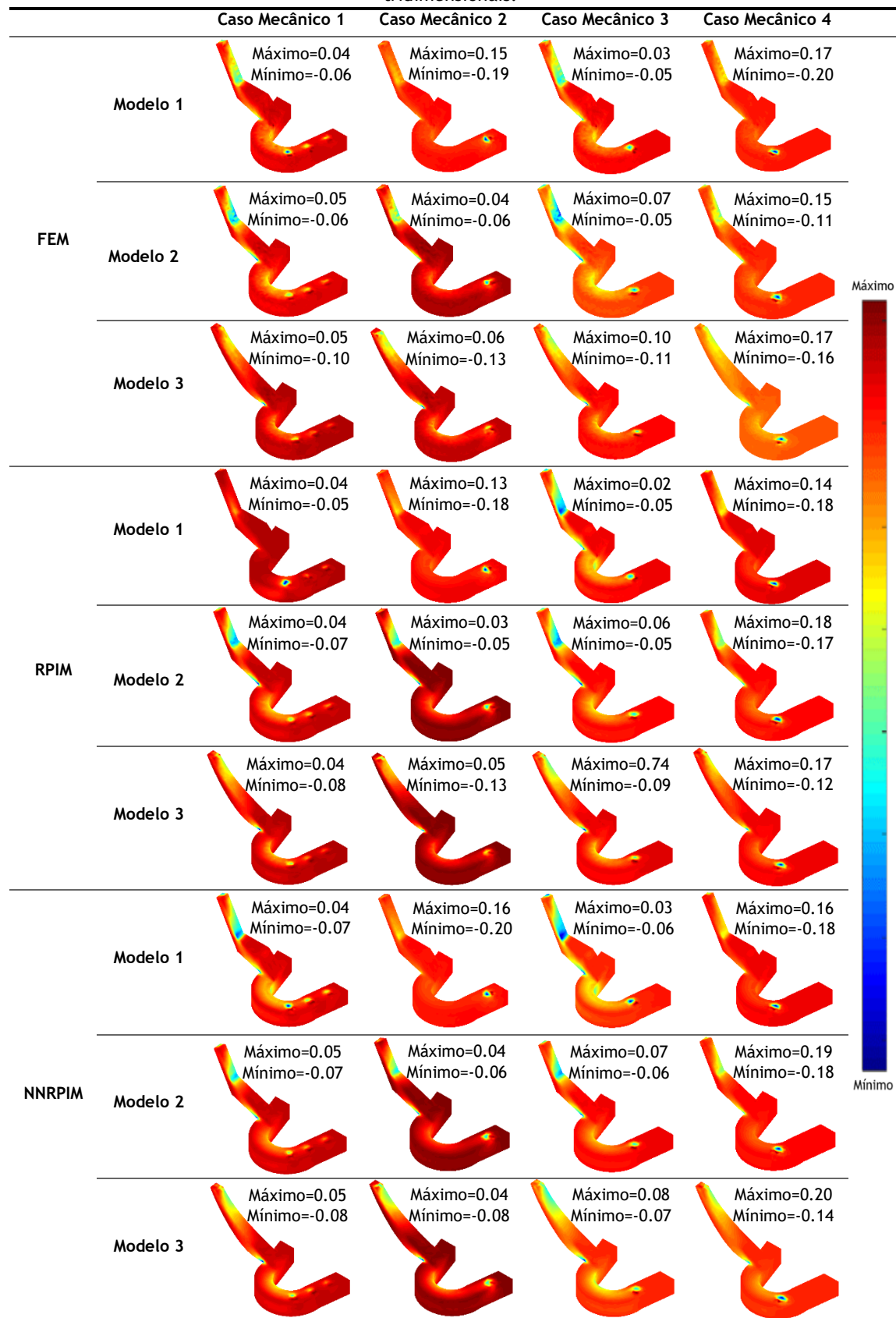


Tabela 8.9 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa] para a força aplicada na região esquerda dos modelos tridimensionais.



Os resultados para cada um dos pontos selecionados no estudo individualizado das tensões estão listados no Anexo 5, na Tabela A.5.1, Tabela A.5.2, Tabela A.5.3, Tabela A.5.4, Tabela A.5.5 que corresponde respectivamente aos pontos P_1 , P_2 , P_3 , P_4 e P_5 . As tensões apresentadas são nomeadamente a σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , e estes campos de solução foram testados para todas as condições impostas nos modelos tridimensionais. Reunindo os valores mais relevantes destas tabelas foi possível construir graficamente as Figura 8.18, Figura 8.19, Figura 8.20.

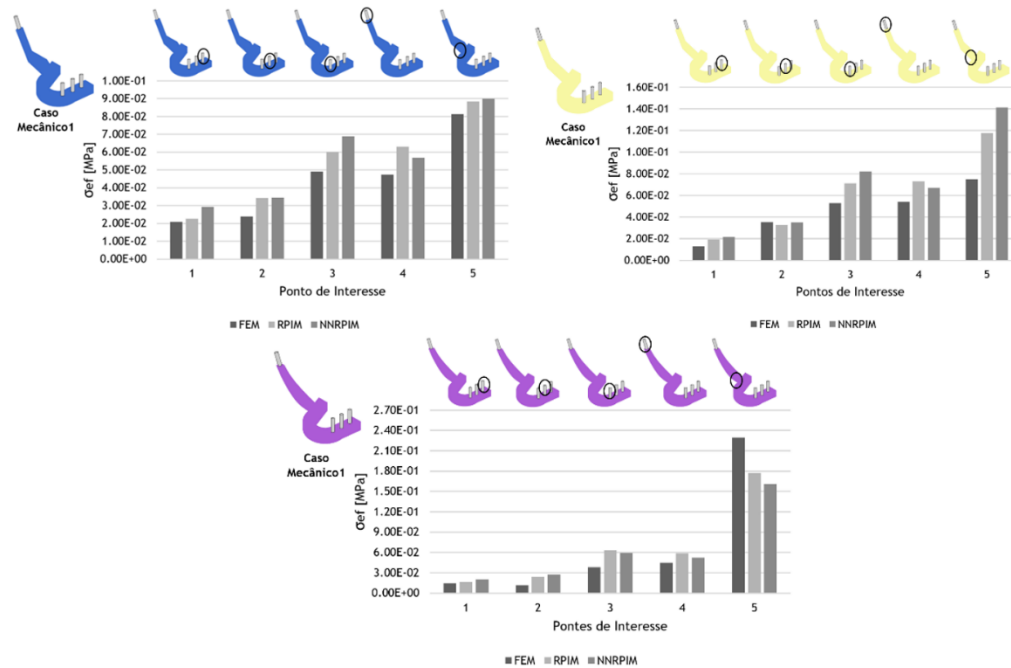


Figura 8.18 - Valores da σ_{ef} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.

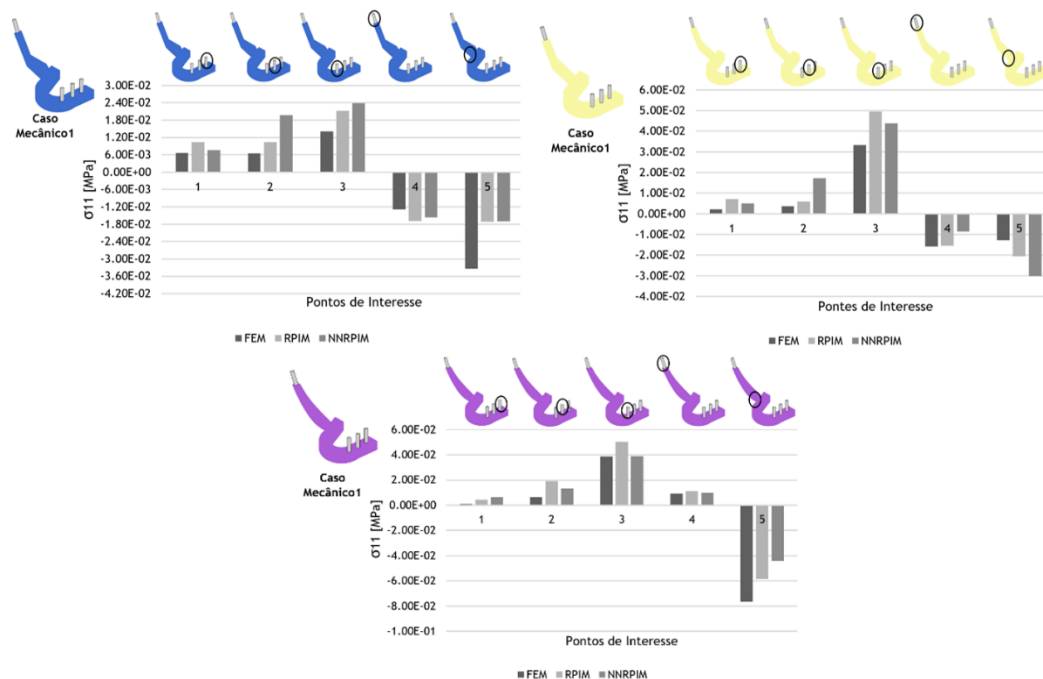


Figura 8.19 - Valores da σ_{11} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.

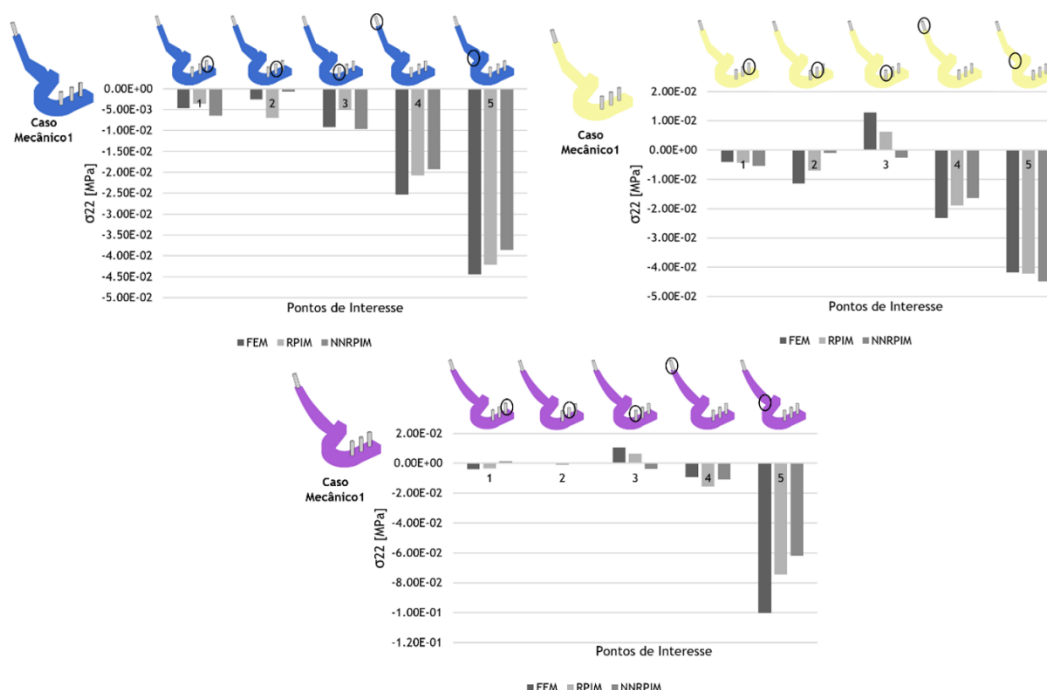


Figura 8.20 - Valores da σ_{11} do caso mecânico 1 para cada um dos modelos tridimensionais e para cada um dos pontos de interesse selecionados, aplicando a Carga 3.

As tensões nos pontos P_1 , P_2 , P_3 e P_4 são semelhantes para ambos os modelos geométricos. A principal diferença situa-se nos valores registado no ponto P_5 . Os maiores níveis de tração são encontrados no ponto P_3 , implante convencional situado na posição do pré-molar, para ambos os modelos testados, e os maiores valores de compressão são expressos no ponto P_5 , sendo que os valores mais elevados são apresentados no modelo 3. Uma solução para combater as zonas de maior tensão seria aumentar o número de implantes para haver uma melhor distribuição da tensão e assim obter um modelo mais estável. No entanto, esta solução, do ponto de vista clínico, é a menos atractiva. O ideal seria uma solução eficiente que utilizasse o menor número possível de implantes. Por fim, uma outra conclusão retirada foi que quando os modelos começam a ser mais complexos, as diferenças nos resultados obtidos pelo FEM e pelos métodos sem malha começam a ser notórias, corroborando observações já descritas na literatura.

O estudo do deslocamento para os pontos P_6 , P_7 e P_8 foi realizado, e os valores obtidos estão listados no Anexo 6 nas Tabela A.6.1, Tabela A.6.2 e Tabela A.6.3, respectivamente. O menor deslocamento, para os pontos mais críticos, ou seja, com a aplicação da força à direita o ponto mais crítico para o deslocamento é a região à direita da prótese, para a força central o ponto mais crítico é a região central da prótese e para a força à esquerda o ponto mais crítico é a região à esquerda da prótese, foi verificado para o modelo 1. No entanto, os valores obtidos para os outros dois modelos não foram muito discrepantes.

Capítulo 9

Conclusões e Trabalhos Futuros

Os implantes dentários percorreram um longo caminho, mas ainda há mais para alcançar. Devido à disponibilidade de vários softwares na mecânica computacional, é possível modelar e simular a interface do implante ósseo e realizar a sua respectiva análise. Mas, devido ao envolvimento de vários parâmetros (como são o tipo de espira, a angulação na inserção do implante e/ou angulação do pilar do implante, as condições de fronteira, as propriedades do material, o revestimento da superfície, a densidade óssea), é muito difícil chegar a um consenso de qual o melhor implante. Ou seja, o design de um implante particular é adequado para um paciente particular, mas pode não ser adequado para outros porque as propriedades do osso podem variar de paciente para paciente. Assim, é necessário desenvolver algum método para dimensionar implantes específicos para cada paciente, tendo em consideração as suas características morfológicas e fisiológicas.

No trabalho preliminar realizado, o FEM foi aplicado para o estudo biomecânico de implantes dentários e permitiu provar a viabilidade da utilização deste tipo de métodos para esta temática concreta. Neste trabalho foi-se mais longe, e introduziu-se técnicas inovadoras, métodos sem malha, nomeadamente o RPIM E NNRPIM, nas análises numéricas de implantes dentários simples e complexos.

Através do estudo de convergência pode-se concluir que a malha nodal influencia o comportamento biomecânico do modelo. À medida que o número de nós aumenta, a solução tende a convergir para um valor final, como tal é necessário compreender qual o melhor nível de discretização para cada caso estudado.

O uso de pilares angulados não leva necessariamente a um aumento nos níveis de tensão no implante. Pelos valores obtidos existe uma dependência da posição do próprio implante. A configuração mais estável, a que expressa menores valores de tensão, foi apresentada pelo modelo com pilar reto e inserção vertical do implante e a menos estável, a que apresentava maiores valores de tensão, pelo modelo com pilar recto e inserção do implante a 70°. Relativamente à seleção do material, as ligas metálicas apresentam um melhor comportamento biomecânico quando comparadas com materiais cerâmicos e compósitos.

Nos implantes complexos testados, implante zigomático em barra, o número e a localização dos implantes alteram significativamente os campos de variáveis (tensão/deslocamento)

máximos gerados. O modelo 1 apresentou a melhor distribuição da tensão e o menor deslocamento sofrido, e consequentemente foi o modelo mais estável.

Os métodos sem malhas são técnicas que oferecem resultados precisos e, quando comparados com o método dos elementos finitos, os métodos sem malha são mais flexíveis, apresentando um potencial interessante para progredir eficientemente em diversos campos da biomecânica. Como mencionado pelo investigador Jorge Belinha [164] “Com métodos sem malha, não há limites na biomecânica computacional. O limite é imposto pela nossa imaginação e necessidade.”

A área da implantologia torna-se sem dúvida numa das áreas de extremo interesse para que o investimento neste tipo de análises seja garantido e continuado. Em trabalhos futuros, recomenda-se que outros campos de variáveis, além da tensão e deslocamento, sejam avaliados para diferentes materiais da prótese, em modelos mais refinados, para encontrar soluções estruturais mais otimizadas para a implantação dentária. A inclusão do comportamento elastoplástico e materiais anisotrópicos são outras possibilidades importantes a serem consideradas.

Referências

- [1] P. Bicudo, J. Reis, A. M. Deus, L. Reis, and M. F. Vaz, "Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study," *Theor. Appl. Fract. Mech.*, vol. 85, pp. 74-83, 2016.
- [2] R. C. Van Staden, H. Guan, N. W. Johnson, Y. Loo, and N. Meredith, "Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique.," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 19, no. 3, pp. 303-13, 2008.
- [3] G. Eskitascioglu, A. Usumez, M. Sevimay, E. Soykan, and E. Unsal, "The influence of occlusal loading on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 2, pp. 144-150, 2004.
- [4] M. A. Pérez, J. C. Prados-Frutos, J. A. Bea, and M. Doblaré, "Stress transfer properties of different commercial dental implants: A finite element study," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. 3, pp. 263-273, 2012.
- [5] P. I. Ichim, X. Hu, J. J. Bazen, and W. Yi, "Design optimization of a radial functionally graded dental implant," *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 104, no. 1, pp. 58-66, 2016.
- [6] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics - Bone Tissue Remodelling Analysis*, vol. 16. Springer Netherlands, 2014.
- [7] M. Niinomi, T. Narushima, and M. Nakai, *Advances in Metallic Biomaterials*, vol. 3. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015.
- [8] F. H. Martini, M. J. Timmons, and R. B. Tallitsch, *Human Anatomy*, 7th ed. Pearson, 2012.
- [9] G. J. Tortora and Mark T. Nielsen, *Principles of Human Anatomy*, 12 th., vol. XXXIII, no. 2. Wiley, 2012.
- [10] S. Chandra, S. Chandra, and S. Chandra, *Textbook of Dental and Oral Anatomy, Physiology and Occlusion*, 1th ed. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014.
- [11] J. P. Okeson, *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, 7th ed. Mosby Elsevier, 2012.
- [12] D. C. Rizzo, *Fundamentals of Anatomy Physiology*, 3th ed. Delmar Cengage Learning, 2010.
- [13] V. Singh, *Textbook of Anatomy Head, Neck and Brain*, 2th ed., vol. III. Elsevier, 2014.
- [14] J. K. Avery and D. J. Chiego, *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach*, 3th ed. Mosby Elsevier, 2006.

- [15] D. J. Chiego, "Essentials of oral histology and embryology," Elsevier, vol. 4th ed, p. 90, 2014.
- [16] A. R. Hand and M. E. Frank, *Fundamentals of Oral Histology and Physiology*. Wiley Blackwell, 2014.
- [17] M. G. Newman, H. H. Takei, P. R. Klokkevold, and F. A. Carranza, *Carranza's Clinical Periodontology*, 11th ed. Saunders Elsevier, 2011.
- [18] M. Torabinejad and R. E. Walton, *Endodontics: Principles and Practice*, 4th ed. Elsevier Inc., 2009.
- [19] R. Murugan and S. Ramakrishna, "Development of nanocomposites for bone grafting," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 65, no. 15-16 SPEC. ISS., pp. 2385-2406, 2005.
- [20] S. H. Ralston, "Bone structure and metabolism," *Medicine (Baltimore)*, vol. 45, no. 9, pp. 560-564, 2017.
- [21] T. Chugh, A. K. Jain, R. K. Jaiswal, P. Mehrotra, and R. Mehrotra, "Bone density and its importance in orthodontics," *J. Oral Biol. Craniofacial Res.*, vol. 3, no. 2, pp. 92-97, 2013.
- [22] A. Gulsahi, "Bone quality assessment for dental implants," in *Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry*, InTech, 2011, pp. 437-452.
- [23] C. E. Misch, *Contemporary Implant Dentistry*, 3th ed. Mosby Elsevier, 2007.
- [24] S. Nandal, P. Ghalaut, H. Shekhawat, and P. Nagar, "Osseointegration in dental implants : A literature review," *Indian J. Appl. Res.*, vol. 4, no. 7, pp. 411-413, 2014.
- [25] J. Lindhe, *Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 5th edition.*, vol. 18, no. 2. 2009.
- [26] D. J. Hadjidakis and I. I. Androulakis, "Bone Remodeling," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1092, pp. 385-396, Dec. 2006.
- [27] D. Carter and W. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure.," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 59, no. 7, pp. 954-62, Oct. 1977.
- [28] J. Lotz, T. Gerhart, and W. Hayes, "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur.," *J. Biomech.*, vol. 24, no. 5, pp. 317-329, 1991.
- [29] J. Belinha, R. M. N. Jorge, and L. M. J. S. Dinis, "A meshless microscale bone tissue trabecular remodelling analysis considering a new anisotropic bone tissue material law," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 11, pp. 1170-1184, Nov. 2013.
- [30] J. Belinha, R. M. Natal Jorge, and L. M. J. S. Dinis, "Bone tissue remodelling analysis considering a radial point interpolator meshless method," *Eng. Anal. Bound. Elem.*, vol. 36, no. 11, pp. 1660-1670, 2012.
- [31] P. Zioupos, R. B. Cook, and J. R. Hutchinson, "Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 9, pp. 1961-1968, 2008.
- [32] D. R. Peterson and J. D. Bronzino, *Biomechanics : Principles and Applications*, 2th ed. CRC Press, 2007.
- [33] O. Kayabaşı, E. Yüzbasioğlu, and F. Erzincanlı, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method," *Adv. Eng. Softw.*, vol. 37, no. 10, pp. 649-658, 2006.
- [34] C. A. Babbush, J. A. Hahn, J. T. Krauser, and J. L. Rosenlicht, *Dental implants the art and science*, 2th ed. Saunders, 2011.
- [35] H. Ameer and S. Awad, "Reasons for permanent teeth extraction in Al-Madinah Al-Munawarah," *J. Adv. Med. Med. Res.*, vol. 24, no. 7, pp. 1-6, 2017.

- [36] V. Gopikrishna, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry: A South Asian Edition*. Elsevier, 2013.
- [37] R. F. Almeida, M. Morado Pinho, C. Lima, I. Faria, P. Santos, and C. Bordalo, "Associação entre doença periodontal e patologias sistêmicas," *Rev. Port. Clínica Geral*, vol. 22, pp. 379-390, 2006.
- [38] W. Baumgartner, M. Schimmel, F. Müller, and C.- Geneva, "Oral health and dental care of elderly adults dependent on care," *Swiss Dent. J.*, vol. 125, no. 4, pp. 417-426, 2015.
- [39] S. Lala, R. Syed, N. Shah, and R. Gul, "Causes and pattern of permanent tooth extraction," vol. 37, no. 1, pp. 110-113, 2017.
- [40] C. M. Abraham, "A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments," *Open Dent. J.*, vol. 8, no. 1, pp. 50-55, 2014.
- [41] P. A. Schnitman, "State of the art , state of the science," vol. 6, no. September, pp. 528-544, 1990.
- [42] G. Wang, X. Gao, and E. C. M. Lo, "Public perceptions of dental implants: A qualitative study," *J. Dent.*, vol. 43, no. 7, pp. 798-805, 2015.
- [43] E. B. Özhayat and K. Gotfredsen, "Effect of treatment with fixed and removable dental prostheses. An oral health-related quality of life study," *J. Oral Rehabil.*, vol. 39, no. 1, pp. 28-36, 2012.
- [44] F. E. Johnson and K. S. Virgo, *The Bionic Human*. Humana Press, 2006.
- [45] R. Brånemark, P.-I. Brånemark, B. Rydevik, and R. R. Myers, "Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation," *J Rehabil Res Dev*, vol. 38, no. 2, pp. 1-4, 2001.
- [46] K. Hemmings and Z. Harrington, "Replacement of missing teeth with fixed prostheses," *Restor. Dentistry*, vol. 31, no. 3, pp. 137-141, 2004.
- [47] P. P. Jaju, S. P. Jaju, P. V. Suvarna, and P. Dedhia, *Dental CT: Third Eye in Dental Implants*. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2013.
- [48] M. Pritam, M. Priyam, S. Nivedita, S. Sah, and M. Debapreeti, "Finite element method : A research tool in orthodontics," *J. Res. Adv. Dent.*, vol. 4, no. 3, pp. 58-63, 2015.
- [49] M. Degidi, A. Piattelli, P. Gehrke, P. Felice, and F. Carinci, "Five-year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations," *J. Oral Implantol.*, vol. 32, pp. 277-285, 2006.
- [50] R. C. Van Staden, H. Guan, and Y. C. Loo, "Application of the finite element method in dental implant research," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 9, no. 4, pp. 257-270, 2006.
- [51] F. Javed, H. B. Ahmed, R. Crespi, and G. E. Romanos, "Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation," *Interv. Med. Appl. Sci.*, vol. 5, no. 4, pp. 162-167, 2013.
- [52] D. Macha, P. Koppolu, L. A. Swapna, and C. Bathini, "Osseointegration in implants : A Review," no. February, pp. 67-72, 2014.
- [53] J. F. Santiago Junior, E. P. Pellizzer, F. R. Verri, and P. S. P. De Carvalho, "Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 33, no. 8, pp. 4700-4714, 2013.
- [54] V. Mathieu *et al.*, "Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone-implant interface properties," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 1, pp. 3-

- 13, 2014.
- [55] J. T. Steigenga, K. F. Al-Shammari, F. H. Nociti, C. E. Misch, and H. L. Wang, "Dental implant design and its relationship to long-term implant success," *Implant Dent.*, vol. 12, no. 4, pp. 306-317, 2003.
 - [56] R. Junker, A. Dimakis, M. Thoneick, and J. A. Jansen, "Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: A systematic review," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 20, no. Suppl. 4, pp. 185-206, 2009.
 - [57] O. E. Ogle, "Implant surface material, design, and osseointegration," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 59, no. 2, pp. 505-520, 2015.
 - [58] R. M. Meffert, "Periodontitis vs. Peri-Implantitis: The same disease? The same treatment?," *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, vol. 7, no. 3, pp. 278-291, 1996.
 - [59] K. J. Anusavice, R. W. Phillips, C. Shen, and H. R. Rawls, *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th ed. Elsevier, 2012.
 - [60] D. Agnihotri, A. More, and P. G. Patil, "A review on application of CAD and FEM technology in design of taper dental implant," vol. 2, no. 6, pp. 2091-2096, 2013.
 - [61] S. Ghoggali, T. Outtas, and S. Latrèche, "3D finite elements modeling of the interfacial stresses bone/dental implant - effects of the geometric parameters," *J. Biomimetics, Biomater. Biomed. Eng.*, vol. 33, pp. 32-44, 2017.
 - [62] M. Collins, J. Bassett, H. B. Wen, C. Gervais, M. Lomicka, and S. Papanicolaou, "Trabecular metal TM dental implants: Overview of design and developmental research," *Zimmer Dent.*, pp. 24-27, 2012.
 - [63] S. S. Al-Johany, M. D. Al Amri, S. Alsaeed, and B. Alalola, "Dental implant length and diameter: A proposed classification scheme," *J. Prosthodont.*, vol. 26, no. 3, pp. 252-260, 2017.
 - [64] A. M. Ballo, O. Omar, W. Xia, and A. Palmquist, "Dental implant surfaces - physicochemical properties, biological performance, and trends," in *Implant Dentistry - A rapidly Evolving Practice*, InTech, 2011, pp. 19-57.
 - [65] A. T. Sidambe, "Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review," *Materials (Basel).*, vol. 7, no. 12, pp. 8168-8188, 2014.
 - [66] N. Sykaras, a M. Iacopino, V. a Marker, R. G. Triplett, and R. D. Woody, "Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 15, no. 5, pp. 675-690, 2000.
 - [67] L. Gaviria, J. P. Salcido, T. Guda, and J. L. Ong, "Current trends in dental implants," *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 40, no. 2, p. 50, 2014.
 - [68] S. Shrestha, "Current concepts in biomaterials in dental implant," *Sci. Res.*, vol. 2, no. 1, p. 7, 2014.
 - [69] D. Duraccio, F. Mussano, and M. G. Faga, "Biomaterials for dental implants: current and future trends," *J. Mater. Sci.*, vol. 50, no. 14, pp. 4779-4812, 2015.
 - [70] M. Saini, "Implant biomaterials: A comprehensive review," *World J. Clin. Cases*, vol. 3, no. 1, p. 52, 2015.
 - [71] H. Ananth, V. Kundapur, H. S. Mohammed, M. Anand, G. S. Amarnath, and S. Mankar, "A Review on biomaterials in dental implantology," *Int. J. Biomed. Sci.*, vol. 11, no. 3, pp. 113-120, 2015.
 - [72] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review," *Biomaterials*, vol. 27, no. 9, pp. 1728-1734, 2006.
 - [73] M. Niinomi, "Mechanical properties of biomedical titanium alloys," *Mater. Sci. Eng. A*,

- vol. 243, no. 1-2, pp. 231-236, 1998.
- [74] G. Heydecke, R. Kohal, and R. Gläser, "Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: A case report.," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 12, no. 2, pp. 184-189, 1999.
 - [75] J. P. Geng, K. B. Tan, and G. R. Liu, "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 85, no. 6, pp. 585-598, 2001.
 - [76] R. Depprich *et al.*, "Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study," *Head Face Med.*, vol. 4, no. 1, pp. 1-8, 2008.
 - [77] P. F. Manicone, P. Rossi Iommetti, and L. Raffaelli, "An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications," *J. Dent.*, vol. 35, no. 11, pp. 819-826, 2007.
 - [78] M. Gahlert, S. Röhling, M. Wieland, S. Eichhorn, H. Küchenhoff, and H. Kniha, "A comparison study of the osseointegration of zirconia and titanium dental implants. A biomechanical evaluation in the maxilla of pigs," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 12, no. 4, pp. 297-305, Dec. 2010.
 - [79] D. Lyon, J. Chevalier, L. Gremillard, and C. a D. Cam, "Zirconia as a biomaterial," *Biomaterials*, vol. 20, pp. 95-108, 2011.
 - [80] A. A. Madfa, F. A. Al-Sanabani, N. H. Al-Qudami, J. S. Al-Sanabani, and A. G. Amran, "Use of zirconia in dentistry: An overview," *Biomaterials*, vol. 5, no. 1, pp. 1-7, 2014.
 - [81] A. D. Schwitalla, M. Abou-Emara, T. Spintig, J. Lackmann, and W. D. Müller, "Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 1, pp. 1-7, 2015.
 - [82] G. De Vico *et al.*, "Rationale for tilted implants: FEA considerations and clinical reports.," *Oral Implantol. (Rome).*, vol. 4, no. 3-4, pp. 23-33, 2011.
 - [83] D. Ozdemir Doğan, N. T. Polat, S. Polat, E. Seker, and E. B. Gul, "Evaluation of 'All-on-Four' concept and alternative designs with 3D finite element analysis method," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 16, no. 4, pp. 501-510, 2014.
 - [84] V. E. de Souza Batista, F. R. Verri, D. A. de F. Almeida, J. F. Santiago Junior, C. A. A. Lemos, and E. P. Pellizzer, "Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 6, pp. 663-670, 2017.
 - [85] P. Maló, M. de Araujo Nobre, and I. Lopes, "A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 5, pp. 354-366, 2008.
 - [86] C. L. B. Bhering, M. F. Mesquita, D. T. Kemmoku, P. Y. Noritomi, R. L. X. Consani, and V. A. R. Barão, "Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 69, pp. 715-725, 2016.
 - [87] H. E. Peixoto, P. R. Camati, F. Faot, B. S. Sotto-Maior, E. F. Martinez, and D. C. Peruzzo, "Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 80, pp. 122-128, 2017.
 - [88] M. I. Ishak, M. R. A. Kadir, E. Sulaiman, and N. H. A. Kasim, "Finite element analysis of zygomatic implants in intrasinus and extramaxillary approaches for prosthetic rehabilitation in severely atrophic maxillae," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 28, no. 3, pp. e151-e160, 2013.

- [89] C. Akay and S. Yaluğ, "Biomechanical 3-dimensional finite element analysis of obturator protheses retained with zygomatic and dental implants in maxillary defects," *Med. Sci. Monit.*, vol. 21, pp. 604-611, 2015.
- [90] A. Sharma and G. R. Rahul, "Zygomatic implants/fixture: A Systematic review," *J. Oral Implantol.*, vol. 39, no. 2, pp. 215-224, 2013.
- [91] M. Freedman, M. Ring, and L. F. A. Stassen, "Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position—an FEA study," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 44, no. 6, pp. 785-790, 2015.
- [92] E. J. Ferreira, M. R. Kuabara, and J. L. Gulinelli, "'All-on-four' concept and immediate loading for simultaneous rehabilitation of the atrophic maxilla and mandible with conventional and zygomatic implants," *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 48, no. 3, pp. 218-220, 2010.
- [93] H. Wen *et al.*, "Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 111, no. 3, pp. 203-215, 2014.
- [94] Z. Gümrükçü, Y. T. Korkmaz, and F. M. Korkmaz, "Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study," *Comput. Biol. Med.*, vol. 86, pp. 47-54, 2017.
- [95] P. S. Heckbert, "Introduction to finite element methods," pp. 1-10, 1993.
- [96] T. Y. Chao and W. Chow, "A review on the applications of finite element method to heat transfer and fluid flow," *Int. J. Archit. Sci.*, vol. 3, no. 1, pp. 1-19, 2002.
- [97] G. R. Liu and S. S. Quek, *The finite element method: a practical course*, 2th ed. Elsevier Butterworth Heinemann, 2013.
- [98] V. P. Nguyen, T. Rabczuk, S. Bordas, and M. Duflot, "Meshless methods: A review and computer implementation aspects," *Math. Comput. Simul.*, vol. 79, no. 3, pp. 763-813, 2008.
- [99] M. Doblaré, E. Cueto, B. Calvo, M. A. Martínez, J. M. Garcia, and J. Cegoñino, "On the employ of meshless methods in biomechanics," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 194, no. 6-8, pp. 801-821, 2005.
- [100] C. S. S. Tavares, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The elasto-plastic response of the bone tissue due to the insertion of dental implants," *Procedia Eng.*, vol. 110, pp. 37-44, 2015.
- [101] P. Lancaster and K. Salkauskas, "Surface generated by moving least square methods," *Math. Comput.*, vol. 37, no. 155, pp. 141-158, 1981.
- [102] L. M. J. S. Dinis, R. M. Natal Jorge, and J. Belinha, "Analysis of 3D solids using the natural neighbour radial point interpolation method," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 196, no. 13, pp. 2009-2028, 2007.
- [103] J. G. Wang and G. R. Liu, "A point interpolation meshless method based on radial basis functions," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1623-1648, 2002.
- [104] G. R. Liu and Y. T. Gu, "A point interpolation method for two dimensional solids," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 937-951, 2001.
- [105] S. N. Atluri and T. Zhu, "A new Meshless Local Petrov-Galerkin (MLPG) approach in computational mechanics," *Comput. Mech.*, vol. 22, no. 2, pp. 117-127, 1998.
- [106] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The analysis of the bone remodelling around femoral stems: A meshless approach," *Math. Comput. Simul.*, vol. 121, pp. 64-94, Mar. 2016.

- [107] R. L. Hardy, "Theory and applications of the multiquadric-biharmonic method," *Comput. Math. Applic.*, vol. 19, no. 8/9, pp. 163-208, 1990.
- [108] M. A. Golberg, C. S. Chen, and H. Bowman, "Some recent results and proposals for the use of radial basis functions in the BEM," *Eng. Anal. Bound. Elem.*, vol. 23, no. 4, pp. 285-296, Apr. 1999.
- [109] M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, and L. J. Topp, "Stiffness and deflection analysis of complex structures," *J. Aeronaut. Sci.*, vol. 23, no. 9, pp. 805-854, 1956.
- [110] R. W. Thresher and G. E. Saito, "The stress analysis of human teeth," *J. Biomech.*, vol. 6, pp. 443-449, 1973.
- [111] J. A. Tesk and O. Widera, "Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 7, no. 4, pp. 251-261, 1973.
- [112] R. A. Reinhardt, Y. C. Pao, and R. F. Krejci, "Periodontal ligament stresses in the initiation of occlusal traumatism," *J. Periodontal Res.*, vol. 19, no. 3, pp. 238-246, 1984.
- [113] K. W. J. Wright and A. L. Yettram, "Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 42, no. 4, pp. 411-416, 1979.
- [114] J. W. Farah, R. G. Craig, K. A. Meroueh, and A. Arbor, "Finite element analysis of three- and four-unit bridges," *J. Oral Rehabil.*, vol. 16, pp. 603-611, 1989.
- [115] T. Topkaya, M. Y. Solmaz, S. Dünder, and A. Eltas, "Numerical analysis of the effect of implant geometry to stress distributions of the three different commercial dental implant system," *Cumhur. Dent. J.*, vol. 18, no. 1, pp. 17-24, 2015.
- [116] P. Franciosa and M. Martorelli, "Stress-based performance comparison of dental implants by finite element analysis," *Int. J. Interact. Des. Manuf.*, vol. 6, no. 2, pp. 123-129, 2012.
- [117] M. Kin *et al.*, "Biomechanical analysis of maxillary prosthodontic reconstruction using implants after resection for maxillary cancer," *J. Oral Maxillofac. Surgery, Med. Pathol.*, vol. 29, no. 2, pp. 156-162, 2017.
- [118] S. M. M. Alencar *et al.*, "FEA of Peri-Implant stresses in fixed partial denture prostheses with cantilevers," *J. Prosthodont.*, vol. 26, no. 2, pp. 150-155, 2017.
- [119] E. Nutu, S. Ahmad, and S. Pastrama, "Influence of bone elastic properties on the predicted stress distribution in the dental implant vicinity," *Mater. Today Proc.*, vol. 4, no. 5, pp. 5904-5908, 2017.
- [120] M. Sevimay, F. Turhan, M. A. Kiliçarslan, and G. Eskitascioglu, "Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, no. 3, pp. 227-234, 2005.
- [121] G. E. O. Widera, J. A. Tesk, and E. Privitzer, "Interaction effects among cortical bone, cancellous bone, and periodontal membrane of natural teeth and implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 10, no. 7, pp. 613-623, 1976.
- [122] J. A. Tesk and O. Widera, "Stress Distribution in Bone Arising from Loading on Endosteal Dental Implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 261, no. 4, pp. 251-261, 1973.
- [123] J. P. Geng, Q. S. Ma, W. Xu, K. B. C. Tan, and G. R. Liu, "Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant," *J. Oral Rehabil.*, vol. 31, no. 3, pp. 233-239, 2004.
- [124] D. T. Davy, G. L. Dilley, and R. F. Krejci, "Determination of Stress Patterns in Root-filled Teeth Incorporating Various Dowel Designs," *J. Dent. Res.*, vol. 60, no. 7, pp.

- 1301-1310, 1981.
- [125] M. R. Rieger, W. K. Adams, and G. L. Kinzel, "A finite element survey of eleven endosseous implants," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 63, pp. 457-465, 1990.
 - [126] F. Watanabe, Y. Hata, S. Komatsu, T. C. Ramos, and H. Fukuda, "Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution," *Odontology*, vol. 91, no. 1, pp. 31-36, 2003.
 - [127] A. . Sarmah, A. K. . Mathur, V. . Gupta, V. S. . Pai, and S. . Nandini, "Finite element analysis of dental implant as orthodontic anchorage," *J. Contemp. Dent. Pract.*, vol. 12, no. 4, pp. 259-264, 2011.
 - [128] S. D. Cook, J. J. Klawitter, and A. M. Weinstein, "A model for the implant-bone interface characteristic of porous dental implants," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 61, no. 8, pp. 1006-1009, 2013.
 - [129] G. Menicucci, A. Mossolov, M. Mozzati, M. Lorenzetti, and G. Preti, "Tooth - implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 13, pp. 334-341, 2002.
 - [130] S. E. Clift, J. Fisher, and C. J. Watson, "Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modules," *J. Eng. Med.*, vol. 2006, pp. 233-241, 1992.
 - [131] A. Dorogoy, D. Rittel, K. Shemtov-Yona, and R. Korabi, "Modeling dental implant insertion," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 68, pp. 42-50, 2017.
 - [132] O. L. Koca, G. Eskitascioglu, and A. Usumez, "Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, no. 1, pp. 38-44, 2005.
 - [133] M. Ruzas and A. Šešok, "Biomechanical investigation of titanium and zirconia dental implants," *Mechanika*, vol. 23, no. 4, pp. 495-499, 2017.
 - [134] G. Papavasiliou, P. Kamposiora, S. C. Bayne, and D. A. Felton, "Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 76, pp. 633-640, 1996.
 - [135] M. A. O'Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer, "Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading.," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 12, no. 6, pp. 648-657, 2001.
 - [136] L. Borchers and P. Reichart, "Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development," *J. Dent. Res.*, vol. 62, no. 2, pp. 155-159, 1983.
 - [137] H. Vaillancourt, R. M. Pilliar, and D. McCammond, "Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants," *J. Appl. Biomater.*, vol. 6, no. 4, pp. 267-282, 1995.
 - [138] T. Nagasao, M. Kobayashi, Y. Tsuchiya, T. Kaneko, and T. Nakajima, "Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models," *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 30, no. 3, pp. 170-177, 2002.
 - [139] X. Ding, X. H. Zhu, S. H. Liao, X. H. Zhang, and H. Chen, "Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis," *J. Prosthodont.*, vol. 18, no. 5, pp. 393-402, 2009.
 - [140] B. Şimşek, E. Erkmen, D. Yilmaz, and A. Eser, "Effects of different inter-implant

- distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 3, pp. 199-213, 2006.
- [141] V. Demenko, I. Linetsky, V. Nesvit, L. Linetska, and A. Shevchenko, "FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. 16, pp. 1751-1761, 2014.
- [142] E. Stahl, L. Keilig, I. Abdelgader, A. Jäger, and C. Bourauel, "Numerische Untersuchungen zum biomechanischen Verhalten verschiedener orthodontischer Ankerimplantate," *J. Orofac. Orthop.*, vol. 70, no. 2, pp. 115-127, 2009.
- [143] R. A. Jaffin and C. L. Berman, "The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis," *J. Periodontol.*, vol. 62, no. 1, pp. 2-4, 1991.
- [144] A. K. Patra, J. M. DePaolo, K. S. D'Souza, D. DeTolla, and M. A. Meenaghan, "Guidelines for analysis and redesign of dental implants," *Implant Dent.*, vol. 7, no. 4, pp. 355-368, 1998.
- [145] M. B. F. dos Santos, G. de O. Meloto, A. Bacchi, and L. Correr-Sobrinho, "Stress distribution in cylindrical and conical implants under rotational micromovement with different boundary conditions and bone properties: 3-D FEA," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 8, pp. 893-900, 2017.
- [146] A. Sirekha and K. Bashetty, "Infinite to finite: An overview of finite element analysis," *Indian J. Dent. Res.*, vol. 21, no. 3, p. 425, 2010.
- [147] L. Barbier, J. Sloten, G. KRZESINSKI, E. SCHEPERS, and G. VAN DER PERRE, "Finite element analysis of non axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog," *J. oral ...*, vol. 25, no. 11, pp. 847-858, 1998.
- [148] L. Himmlová, T. Dostálová, A. Kácovský, and S. Konvicková, "Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 1, pp. 20-25, 2004.
- [149] S. Ishigaki, T. Nakano, S. Yamada, T. Nakamura, and F. Takashima, "Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 97-102, 2003.
- [150] G. Bergkvist, K. Simonsson, K. Rydberg, F. Johansson, and T. Dérand, "A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants," *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 10, no. 1, pp. 40-46, 2008.
- [151] H. J. A. Meijer, F. J. M. Starmans, W. H. A. Steen, and F. Bosman, "A Three-dimensional , finite-element analysis of Bone around dental implants in an edentulous human mandible," *Arch. Oral Biol.*, vol. 38, no. 6, pp. 491-496, 1993.
- [152] T. Nagasao, M. Kobayashi, Y. Tsuchiya, T. Kaneko, and T. Nakajima, "Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models - Part II (effect of horizontal load)," *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 31, no. 3, pp. 168-175, 2003.
- [153] T. H. Lan, H. L. Huang, J. H. Wu, H. E. Lee, and C. H. Wang, "Stress analysis of different angulations of implant installation: The finite element method," *Kaohsiung J. Med. Sci.*, vol. 24, no. 3, pp. 138-143, 2008.
- [154] E. P. Holmgren, R. J. Seckinger, L. M. Kilgren, and F. Mante, "Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction," *J. Oral Implantol.*, vol. 24, no. 2, pp. 80-88, Apr. 1998.

- [155] L. Kong *et al.*, "Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 5, pp. 1124-1130, 2008.
- [156] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 6, pp. 422-431, 2008.
- [157] M. I. El-Anwar and M. M. El-Zawahry, "A three dimensional finite element study on dental implant design," *J. Genet. Eng. Biotechnol.*, vol. 9, no. 1, pp. 77-82, 2011.
- [158] D. Siegele and U. Soltesz, "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 4, no. 4, pp. 333-40, 1989.
- [159] R. Liang *et al.*, "Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 12, pp. 1340-1348, 2015.
- [160] C. M. Misch and Y. H. Ismail, "Finite Element Stress Analysis of Tooth-to -Implant Denture Designs," *J. Prosthodont.*, vol. 2, no. 2, pp. 83-92, 1993.
- [161] S. Yokoyama, N. Wakabayashi, M. Shiota, and T. Ohyama, "The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 3, pp. 234-240, 2004.
- [162] M. I. Ishak, M. R. A. Kadir, E. Sulaiman, and N. H. A. Kasim, "Finite Element Analysis of Zygomatic Implants in Intrasinus and Extramaxillary Approaches for Prosthetic Rehabilitation in Severely Atrophic Maxillae," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 28, no. 3, pp. e151-e160, 2013.
- [163] R. B. Osman, A. H. Elkhadem, S. Ma, and M. V Swain, "Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 28, no. 5, pp. e198-208.
- [164] J. Belinha, "Meshless Methods: The Future of Computational Biomechanical Simulation," *J. Biom. Biostat.*, vol. 7, no. 4, pp. 1-3, 2016.
- [165] L. M. J. S. Dinis, R. M. Natal Jorge, and J. Belinha, "Large deformation applications with the radial natural neighbours interpolators," *C. - Comput. Model. Eng. Sci.*, vol. 44, no. 1, pp. 1-34, 2009.
- [166] L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, and J. Belinha, "A 3D shell-like approach using a natural neighbour meshless method: Isotropic and orthotropic thin structures," *Compos. Struct.*, vol. 92, no. 5, pp. 1132-1142, 2010.
- [167] K. ichi Tsubota, S. Wada, and T. Yamaguchi, "Particle method for computer simulation of red blood cell motion in blood flow," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 83, no. 2, pp. 139-146, 2006.
- [168] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The meshless methods in the bone tissue remodelling analysis," *Procedia Eng.*, vol. 110, pp. 51-58, 2015.
- [169] H. M. S. Duarte, J. R. Andrade, L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, and J. Belinha, "Numerical analysis of dental implants using a new advanced discretization technique," *Mech. Adv. Mater. Struct.*, vol. 23, no. 4, pp. 467-479, 2015.
- [170] K. Tian, J. Chen, L. Han, J. Yang, W. Huang, and D. Wu, "Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 10, pp. 1526-1531, 2012.

- [171] J. Zheng, Z. R. Zhou, J. Zhang, H. Li, and H. Y. Yu, "On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin," *Wear*, vol. 255, no. 7-12, pp. 967-974, 2003.
- [172] M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora, and K. Jain, "Implant biomaterials: A comprehensive review," *World J. Clin. Cases*, vol. 3, no. 1, pp. 52-57, 2015.
- [173] S. Miyamoto, K. Ujigawa, Y. Kizu, M. Tonogi, and G. Y. Yamane, "Biomechanical three-dimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. Design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 39, no. 11, pp. 1120-1126, 2010.

Anexo 1

Neste anexo são apresentados os mapas de tensões, a tensão efetiva, σ_{ef} , a tensão principal σ_{11} , e a tensão principal σ_{22} , correspondentes a cada material definido para o implante, 3Y-TZP, Ti-15Zr, CFR-PEEK. Todas as tabelas são constituídas pelas mesmas linhas e colunas variando somente o material analisado e a variável do campo de solução. A primeira coluna corresponde ao método numérico utilizado, a segunda coluna à carga aplicada e as restantes colunas, 3°, 4°, 5°, 6°, aos 4 modelos geométricos testados. A escala é a mesma para todos os mapas de cores, estando compreendida entre o azul, valores de menor tensão e o vermelho, valores de maior tensão. Os máximos e mínimos estão listados inferiormente para cada um dos mapas obtidos.

Material 3Y-TZP:

Tabela A.1.1 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.

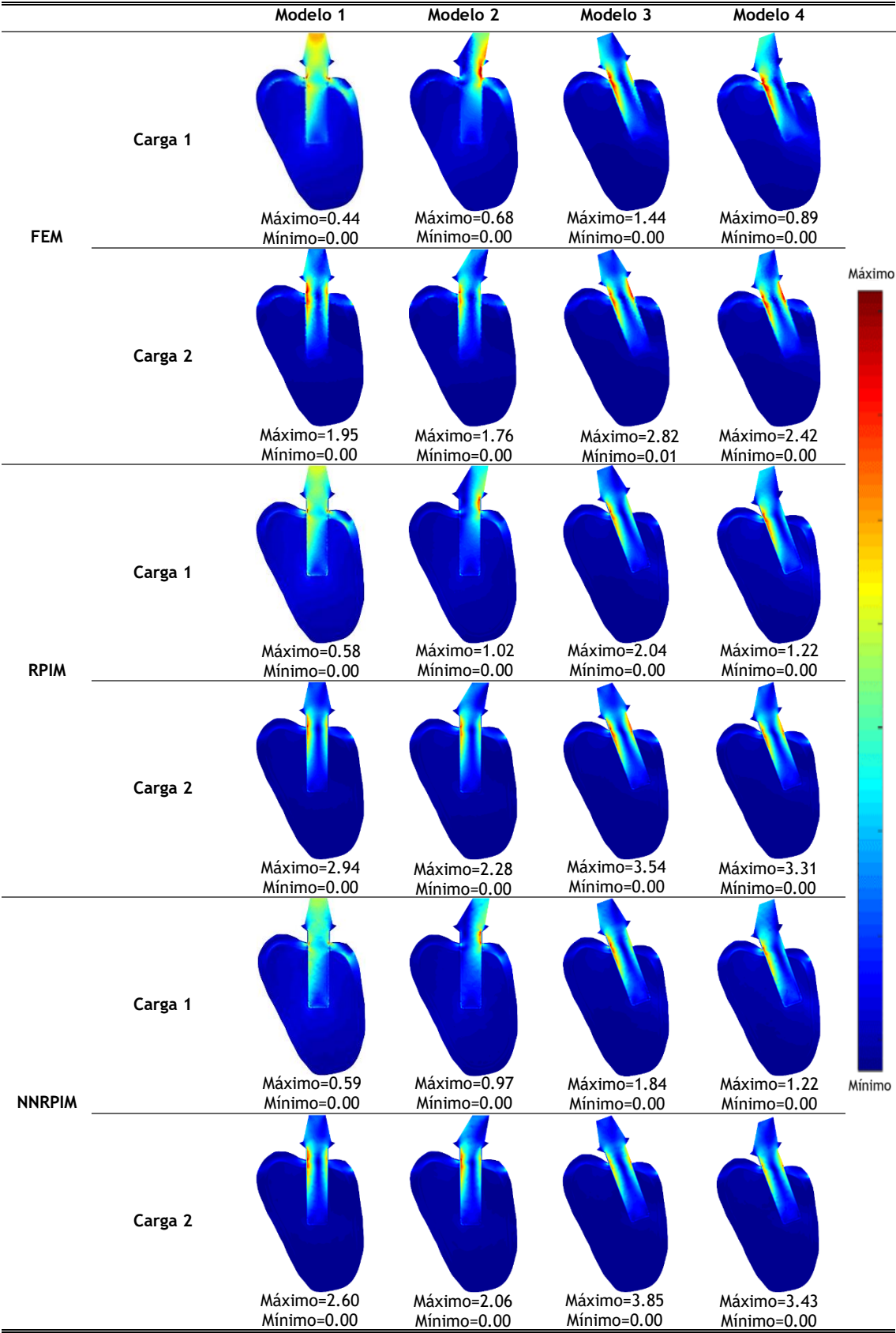


Tabela A.1.2 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.

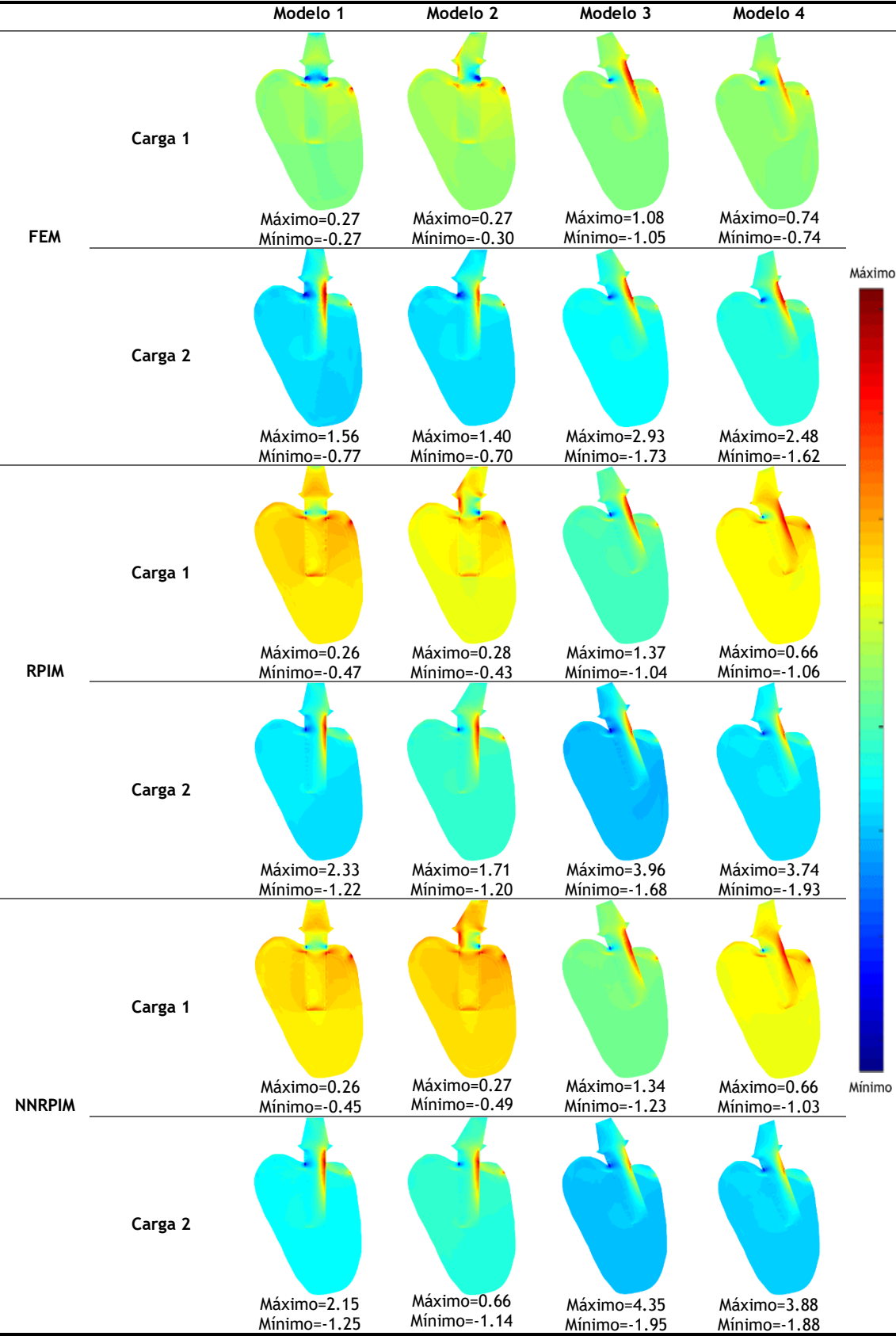
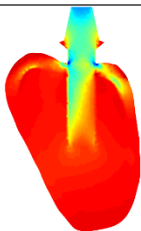
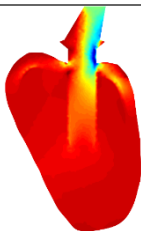
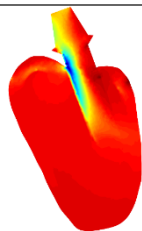
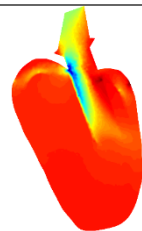
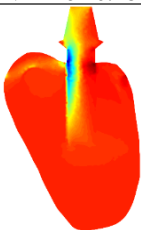
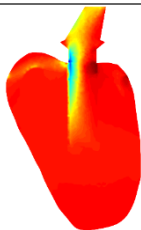
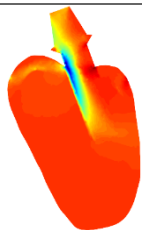
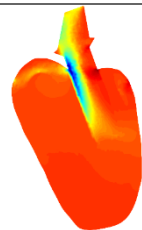

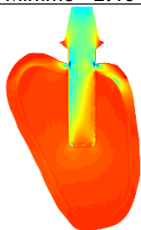
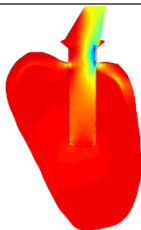
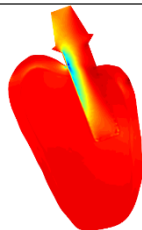
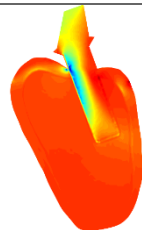
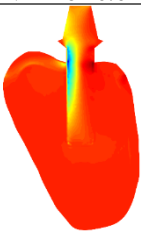
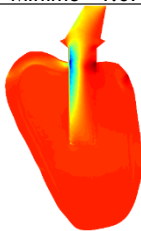

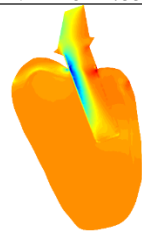
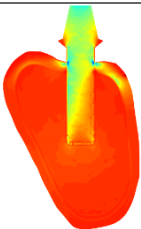
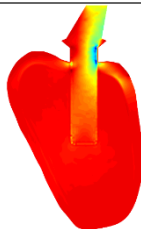
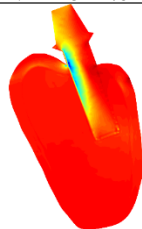
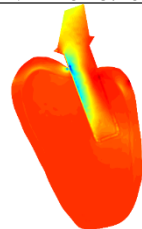
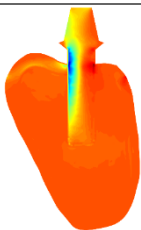
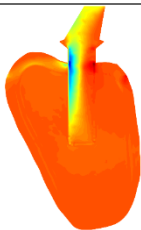
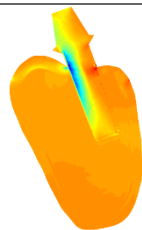
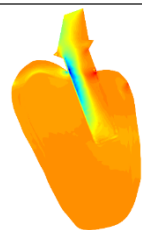


Tabela A.1.3 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material 3Y-TZP.

		Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	
FEM	Carga 1					
		Máximo=0.05 Mínimo=-0.48	Máximo=0.04 Mínimo=-0.70	Máximo=0.16 Mínimo=-1.49	Máximo=0.15 Mínimo=-0.99	
	Carga 2					<div>Máximo</div>  <div>Mínimo</div>
		Máximo=0.38 Mínimo=-2.10	Máximo=0.28 Mínimo=-1.89	Máximo=0.56 Mínimo=-2.68	Máximo=0.52 Mínimo=-2.37	
RPIM	Carga 1					
		Máximo=0.12 Mínimo=-0.64	Máximo=0.12 Mínimo=-1.07	Máximo=0.30 Mínimo=-2.35	Máximo=0.27 Mínimo=-1.33	
	Carga 2					
		Máximo=0.59 Mínimo=-3.16	Máximo=0.45 Mínimo=-2.39	Máximo=1.25 Mínimo=-4.07	Máximo=1.17 Mínimo=-3.26	
NNRPIM	Carga 1					
		Máximo=0.12 Mínimo=-0.68	Máximo=0.11 Mínimo=-1.03	Máximo=0.31 Mínimo=-2.10	Máximo=0.28 Mínimo=-1.40	
	Carga 2					
		Máximo=0.68 Mínimo=-2.64	Máximo=0.56 Mínimo=-2.15	Máximo=1.39 Mínimo=-3.62	Máximo=1.23 Mínimo=-3.28	

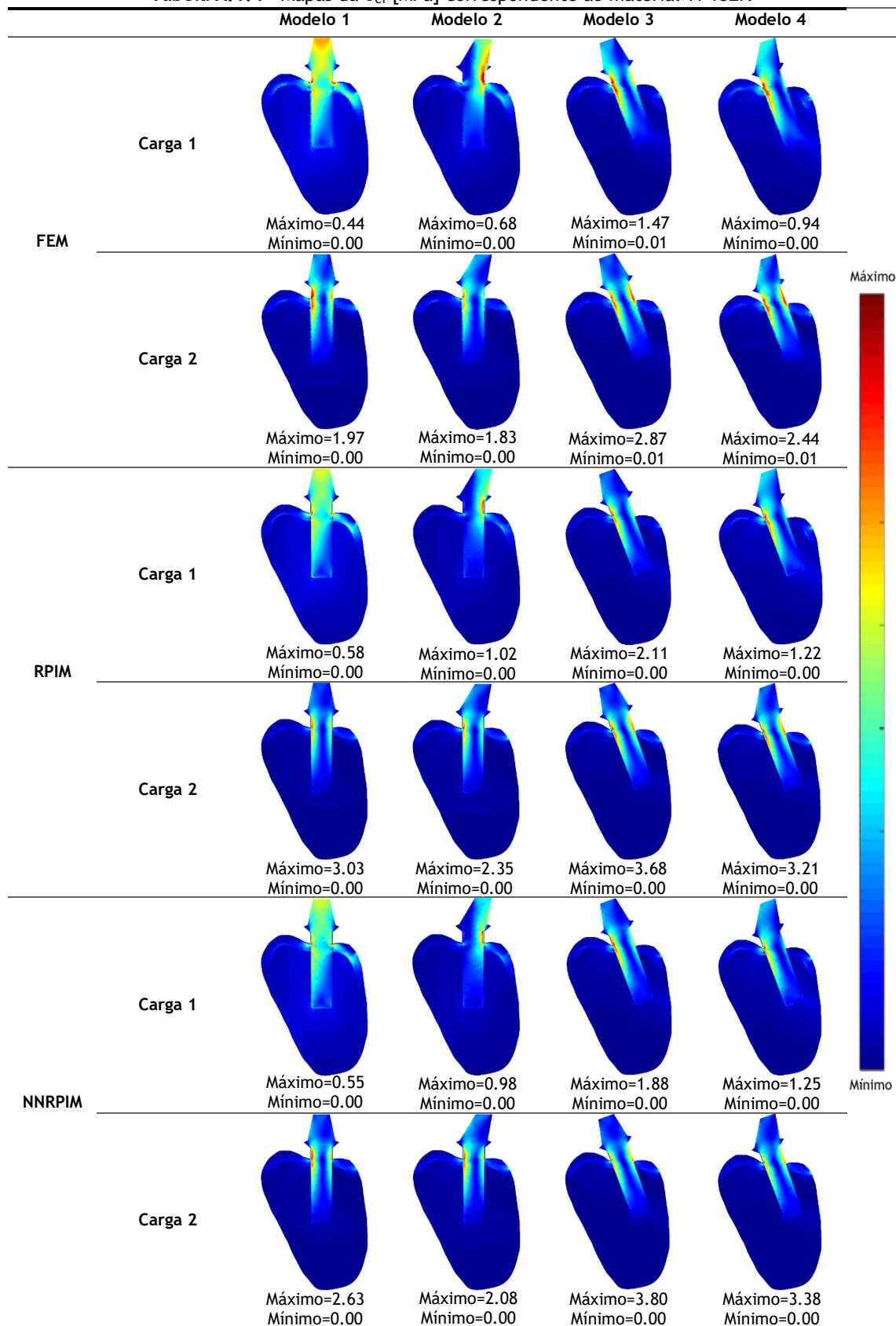
Material Ti-15Zr:**Tabela A.1.4 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.**

Tabela A.1.5 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.

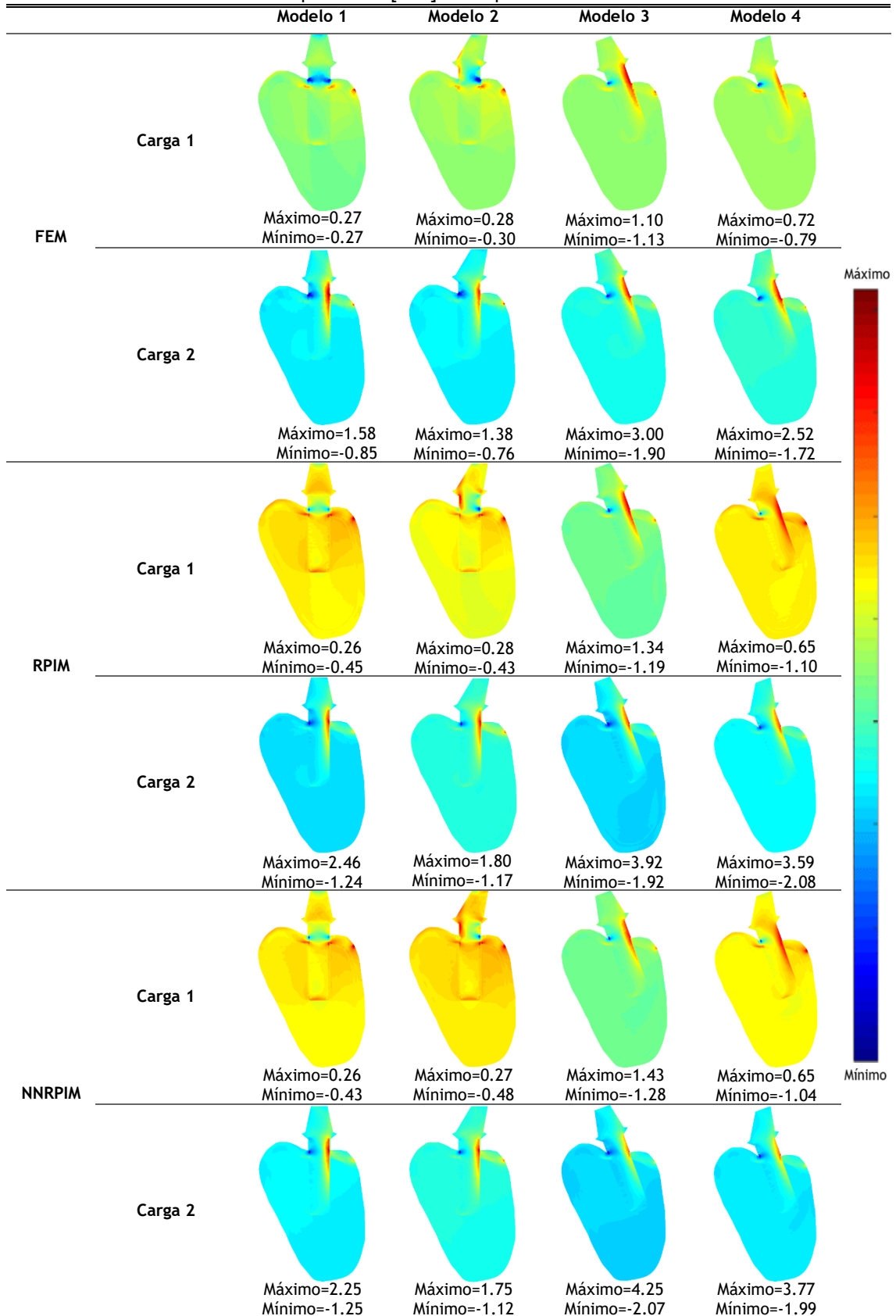
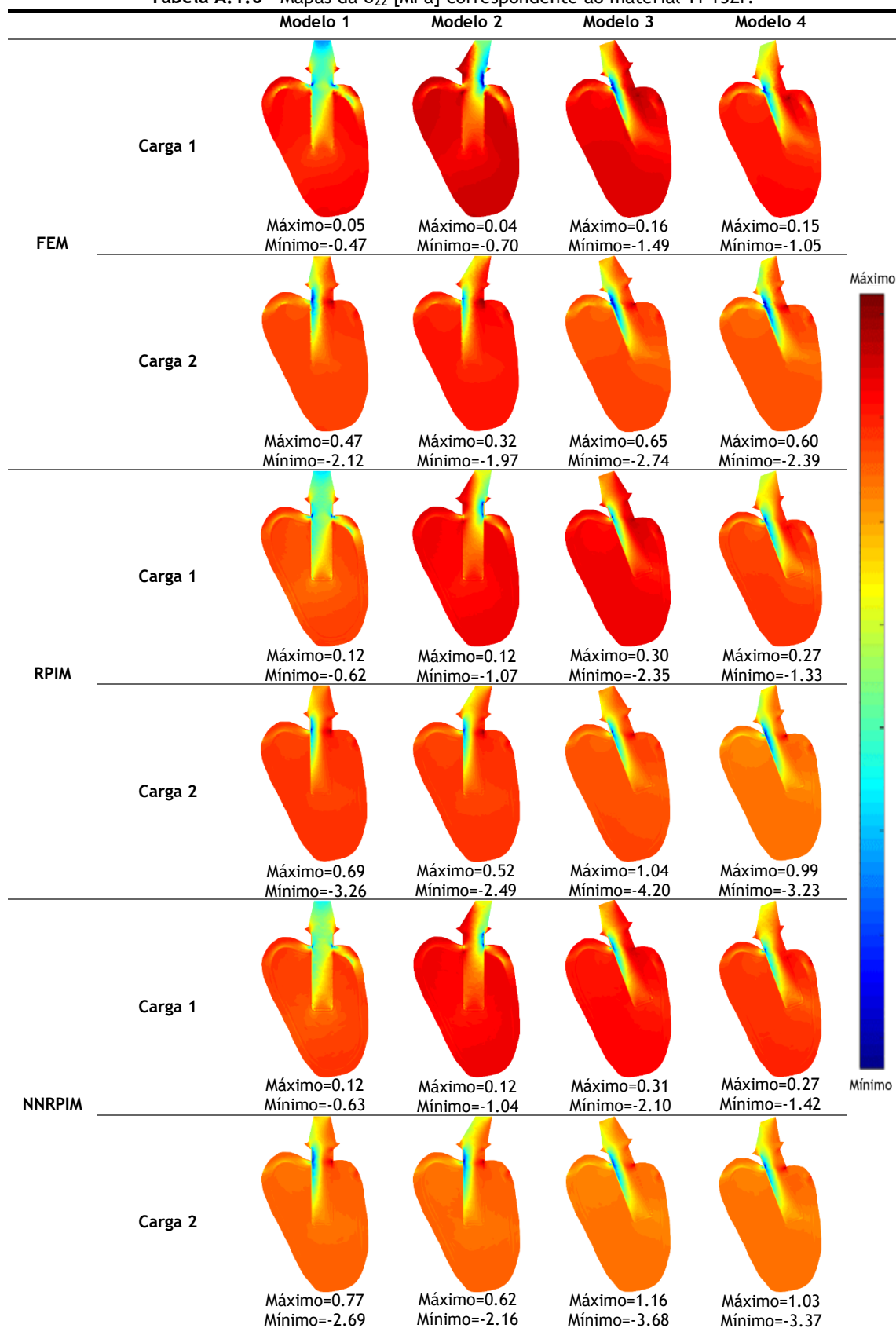


Tabela A.1.6 - Mapas da σ_{22} [MPa] correspondente ao material Ti-15Zr.

Material CFR-PEEK:

Tabela A.1.7 - Mapas da σ_{ef} [MPa] correspondente ao material CFR-PEEK.

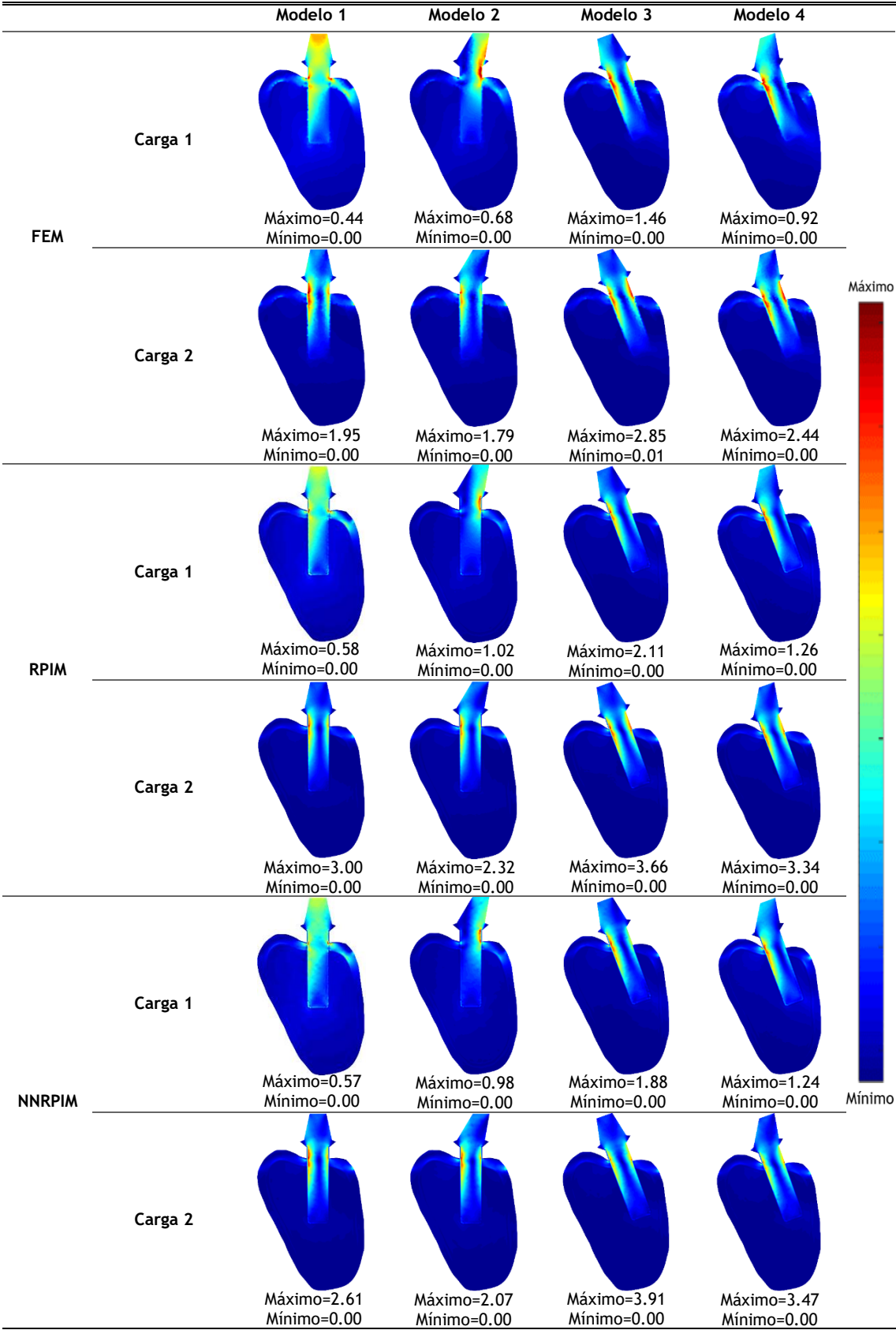
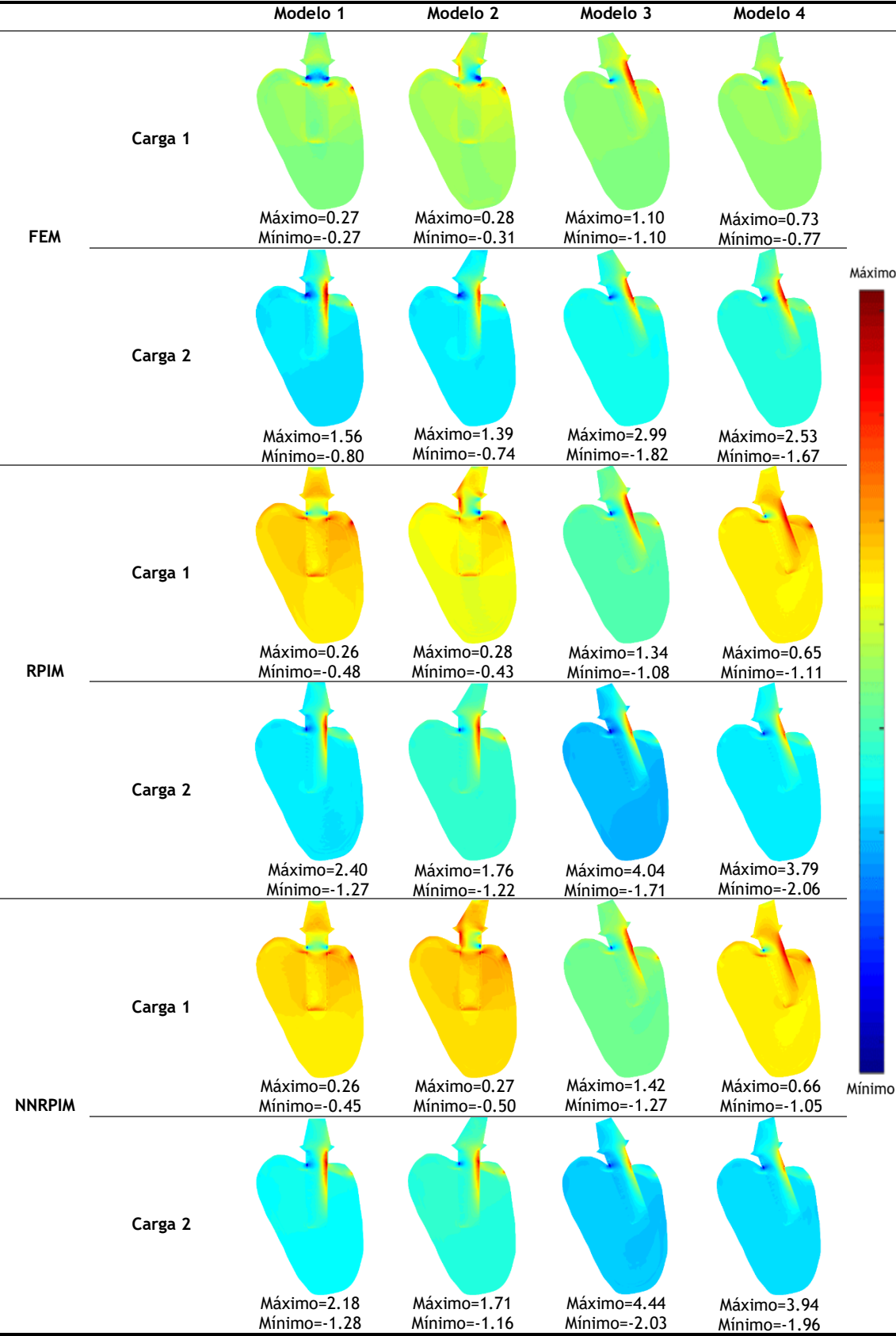
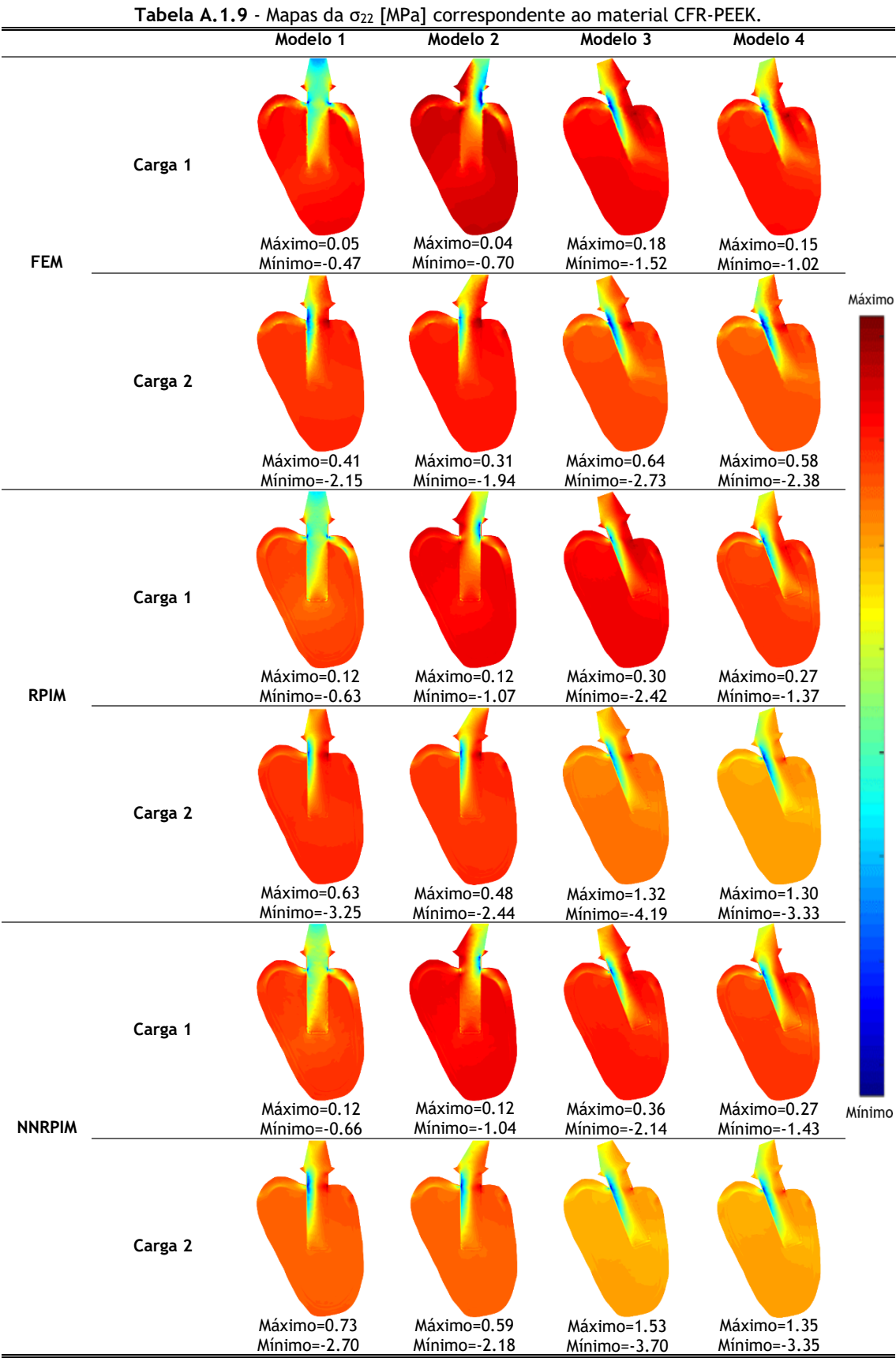


Tabela A.1.8 - Mapas da σ_{11} [MPa] correspondente ao material CFR-PEEK.





Anexo 2

Neste anexo são apresentados os resultados obtidos ao longo da linha contínua selecionada, na perspectiva do implante, para cada um dos modelos bidimensionais analisando os campos de tensões, nomeadamente a tensão efetiva, σ_{ef} , a tensão principal σ_{11} , e a tensão principal σ_{22} . Primeiramente são visualizados os resultados para Carga 1 em função do material do implante. Começa-se com o material 3Y-TZP. Posteriormente segue-se os resultados para o material Ti-15Zr e por fim os do material CFR-PEEK. Terminada a apresentação dos resultados para a Carga 1 segue-se os da Carga 2, que são apresentamente pela mesma ordem que os da Carga 1.

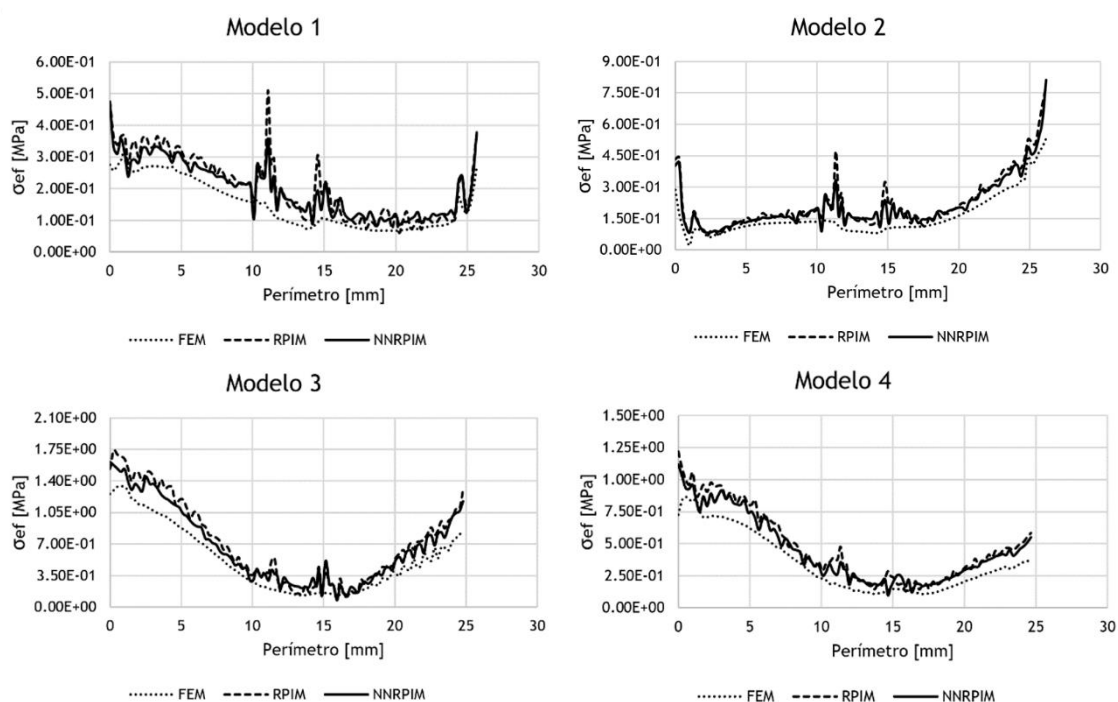
Carga 1**Material 3Y-TZP:**

Figura A.2.1 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

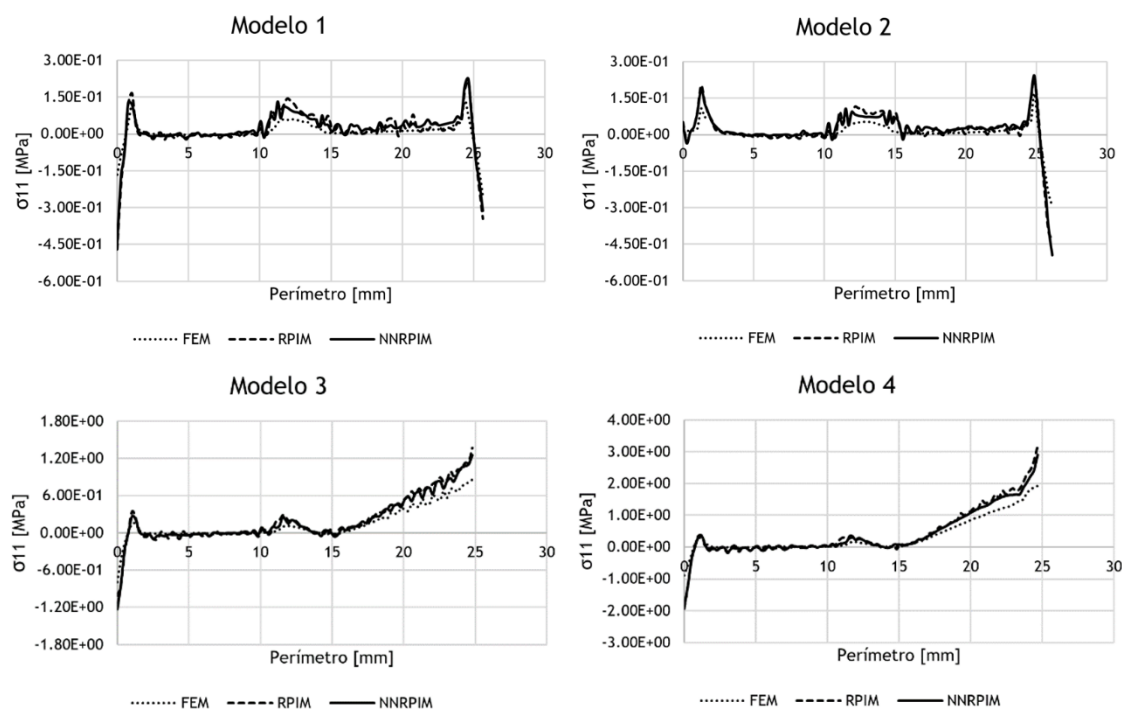


Figura A.2.2 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

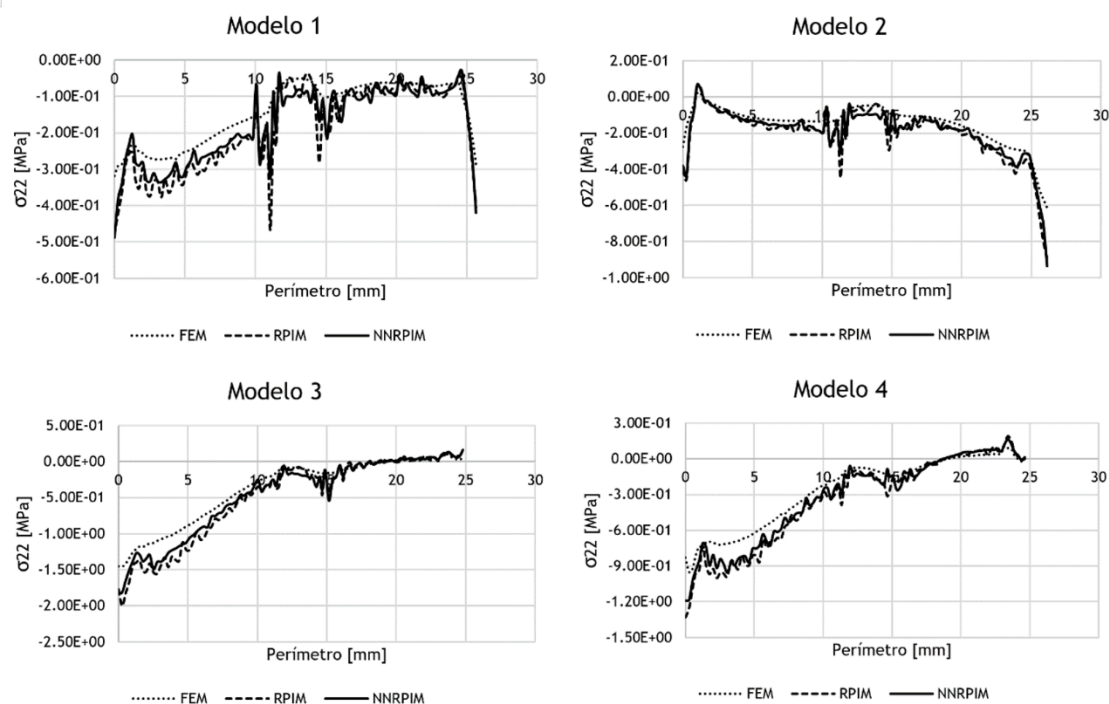


Figura A.2.3 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

Material Ti-15Zr:

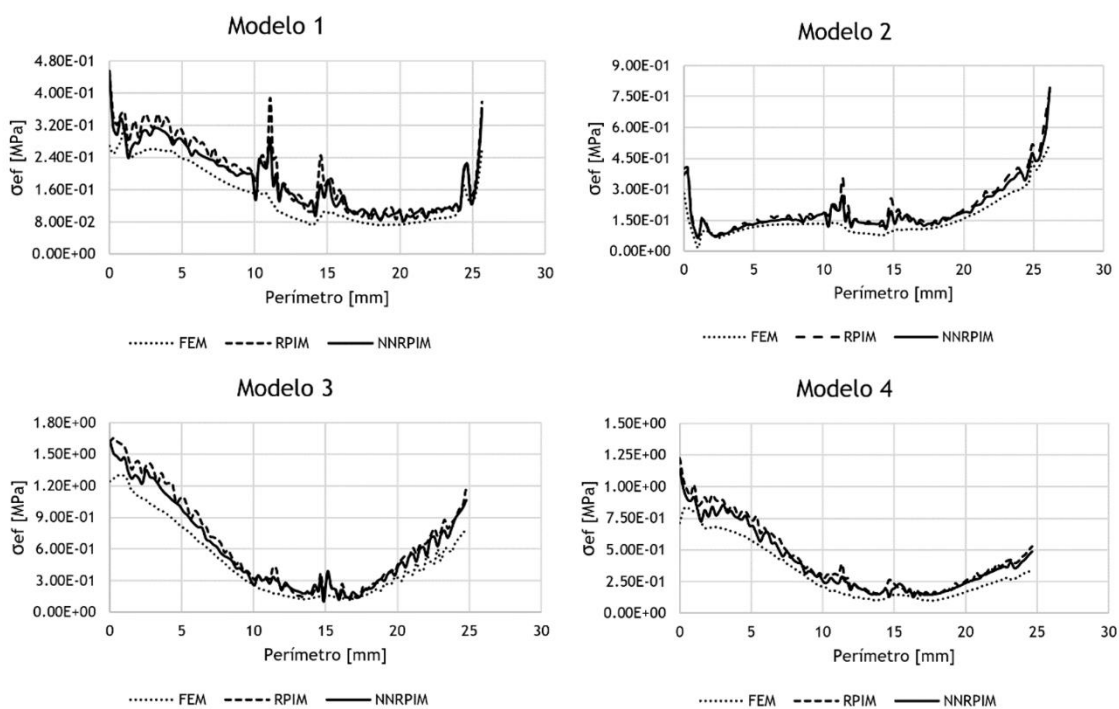


Figura A.2.4 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

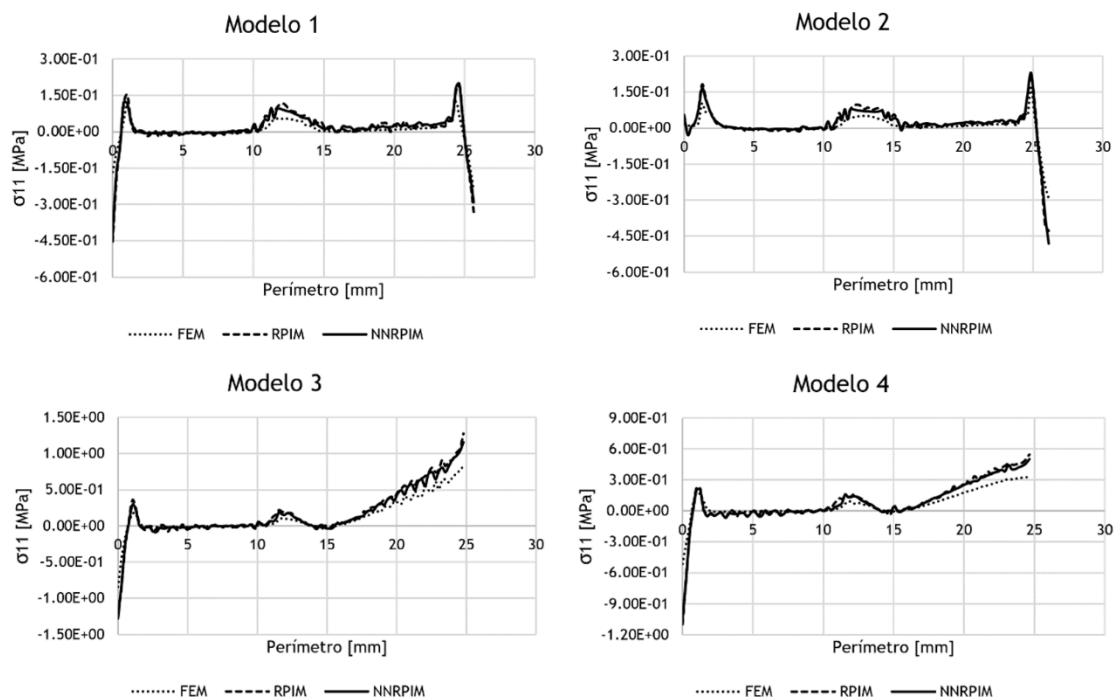


Figura A.2.5 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

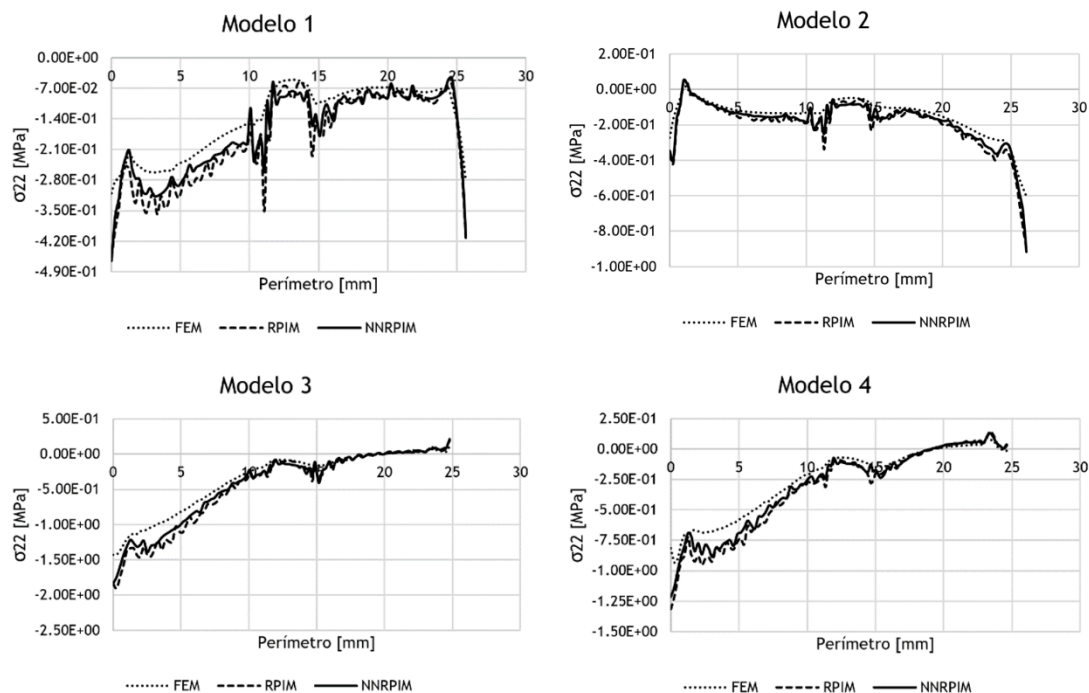


Figura A.2.6 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

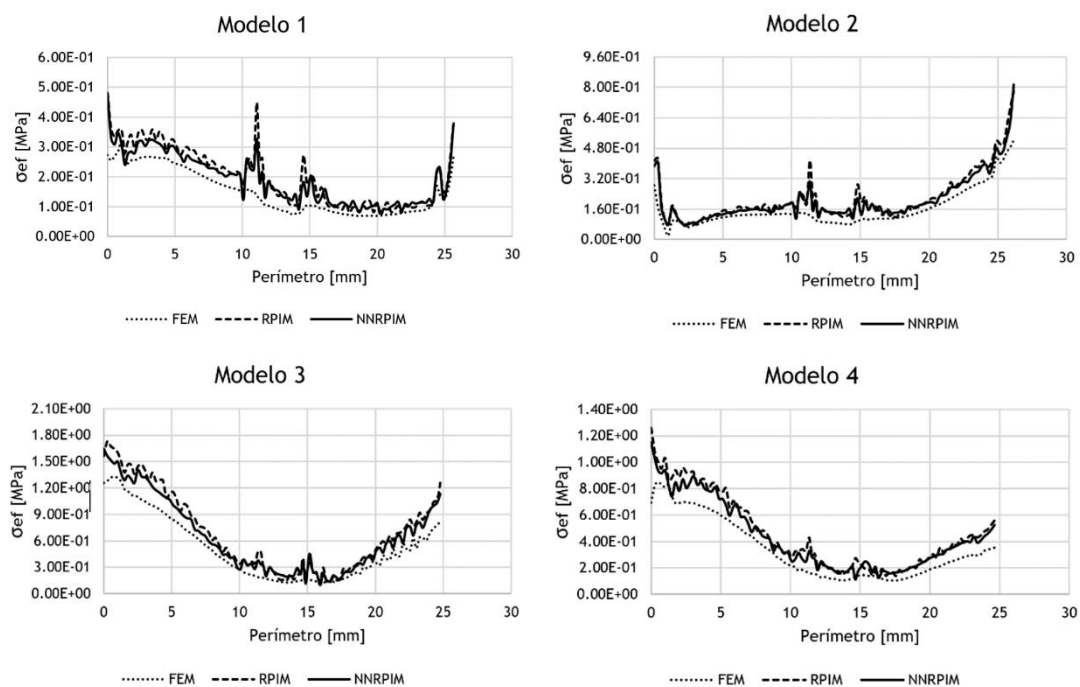
Material CFR-PEEK:

Figura A.2.7 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

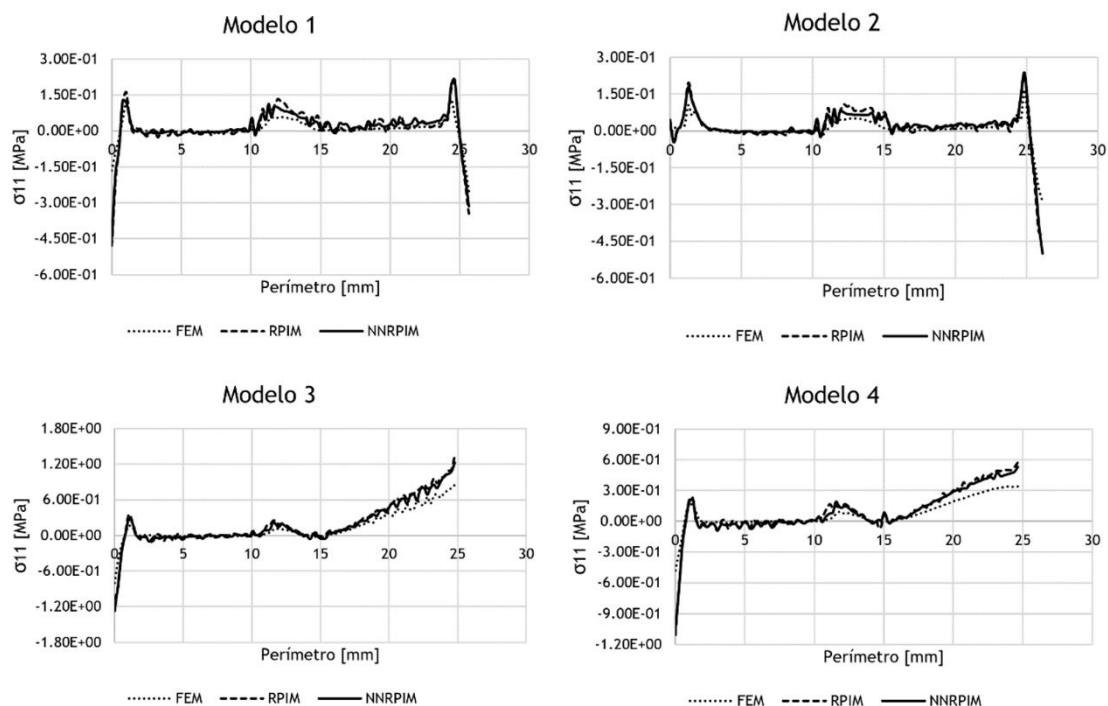


Figura A.2.8 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

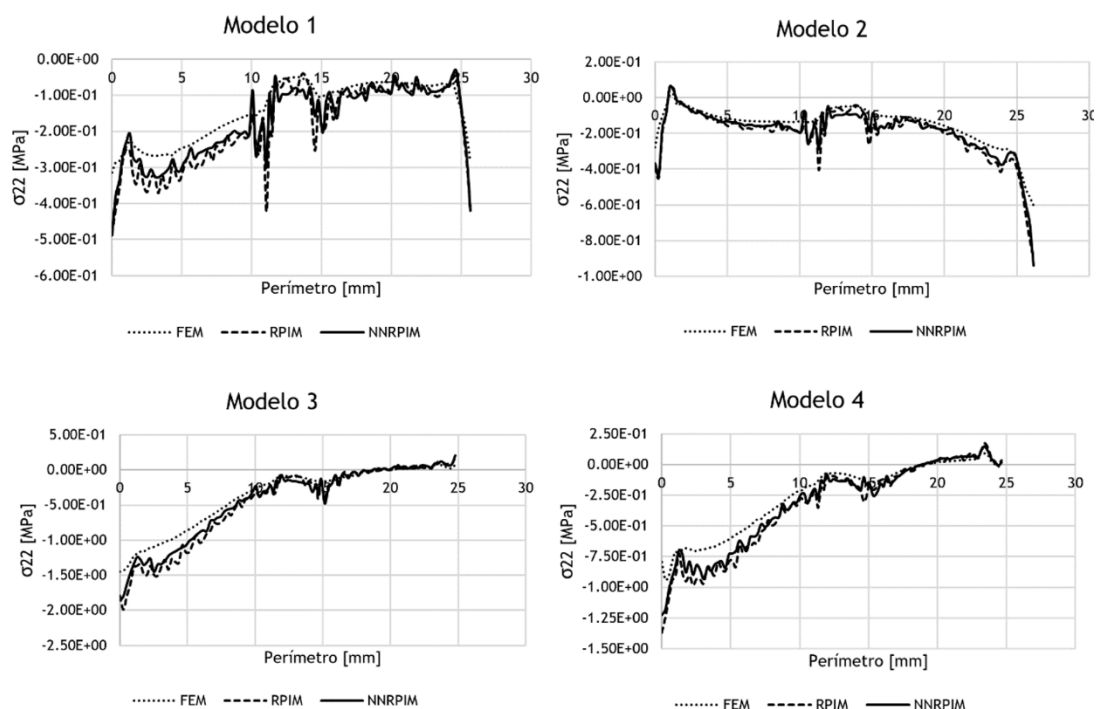


Figura A.2.9 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 1, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

Carga 2

Material Ti-6Al-4V:

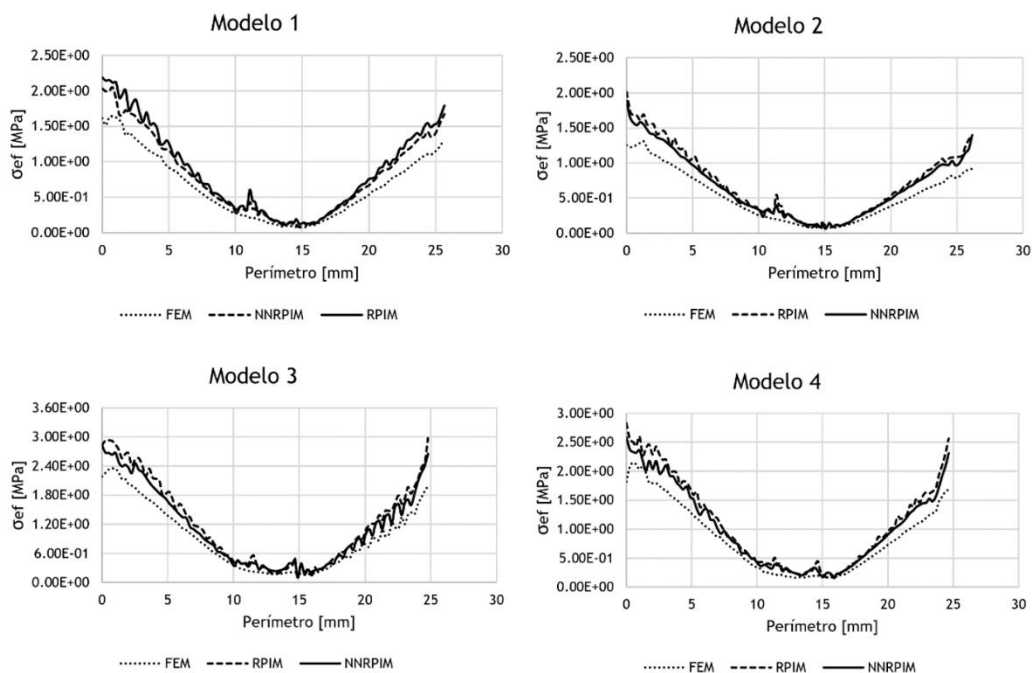


Figura A.2.10 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

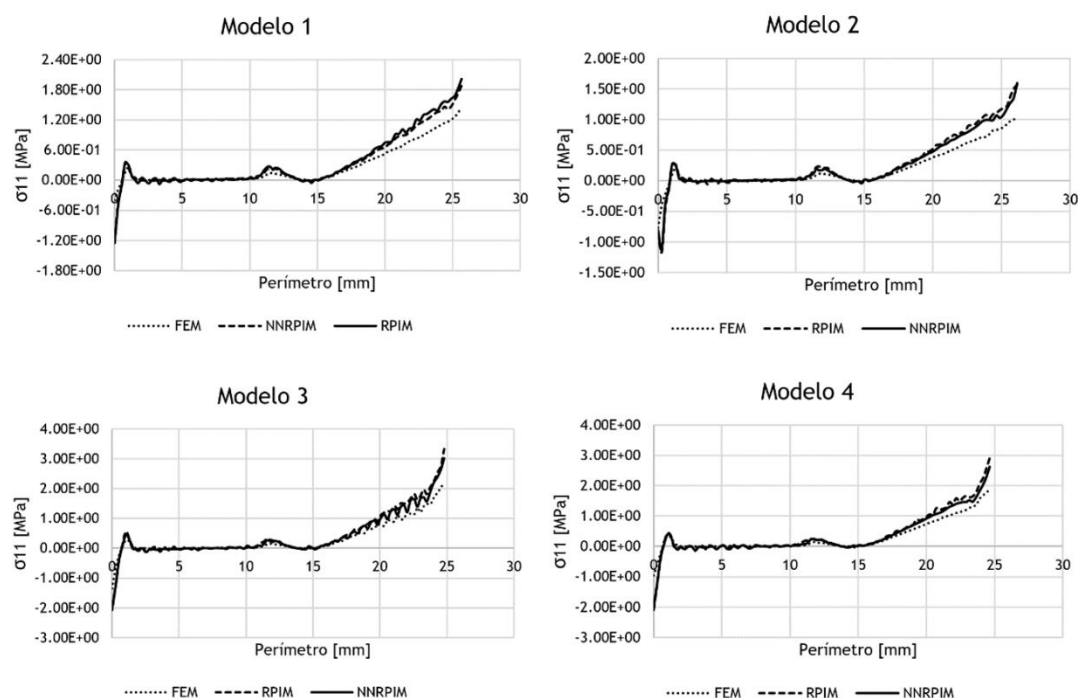


Figura A.2.11 - Representação gráfica, do material Ti-6Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

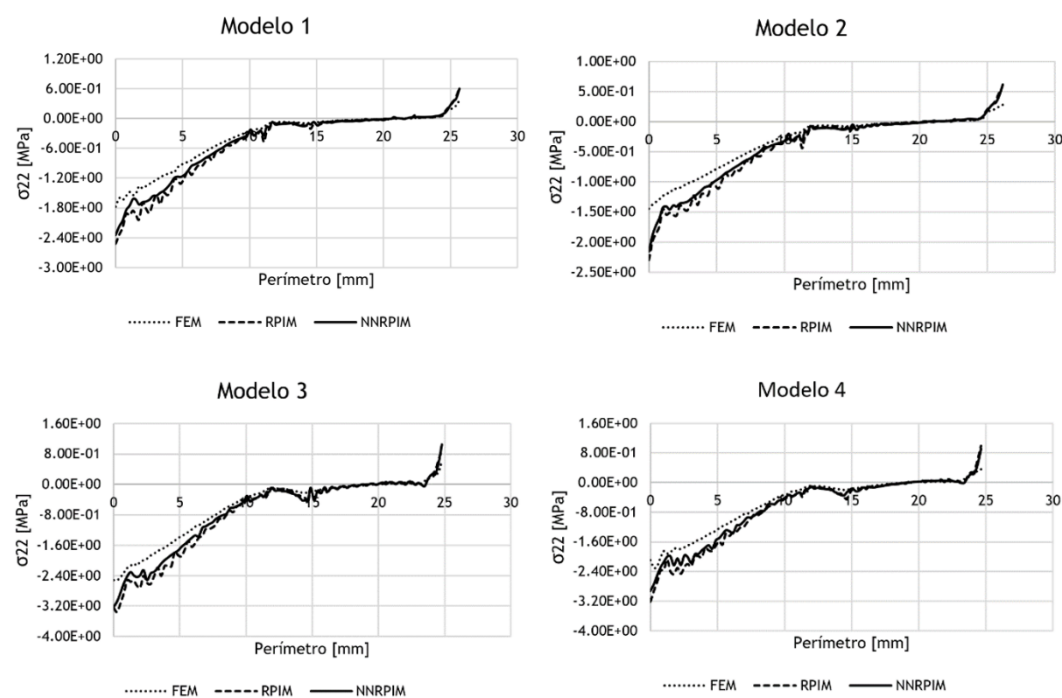


Figura A.2.12 - Representação gráfica, do material Ti-Al-4V aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

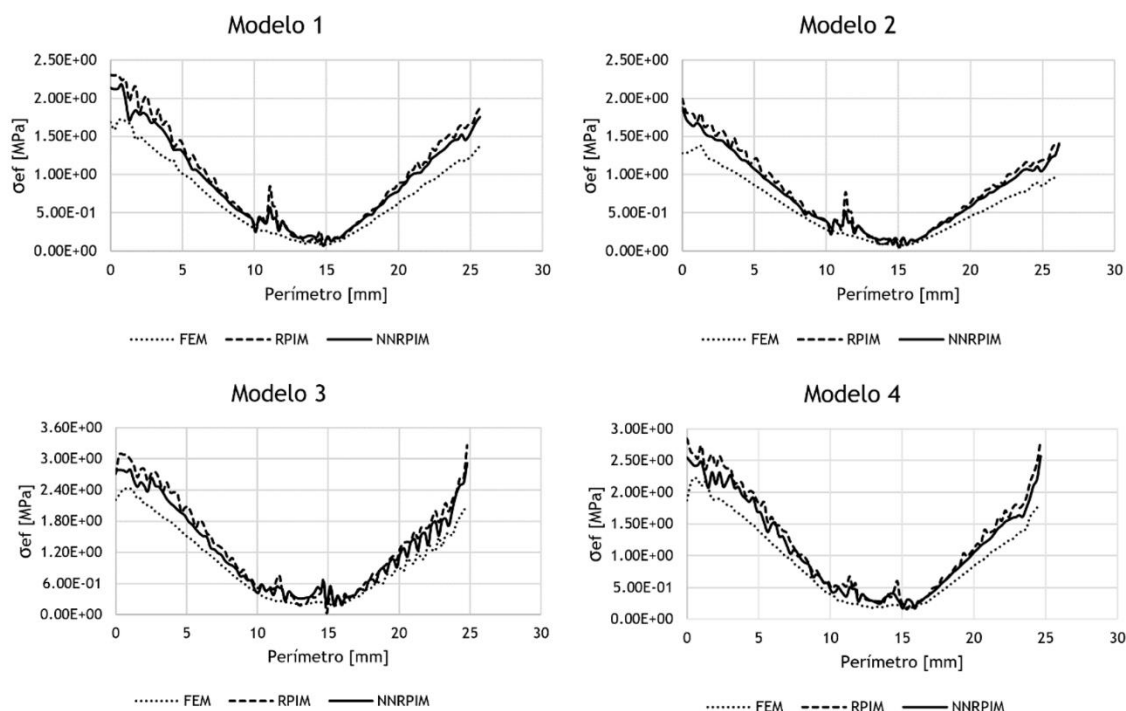
Material 3Y-TZP:

Figura A.2.13 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

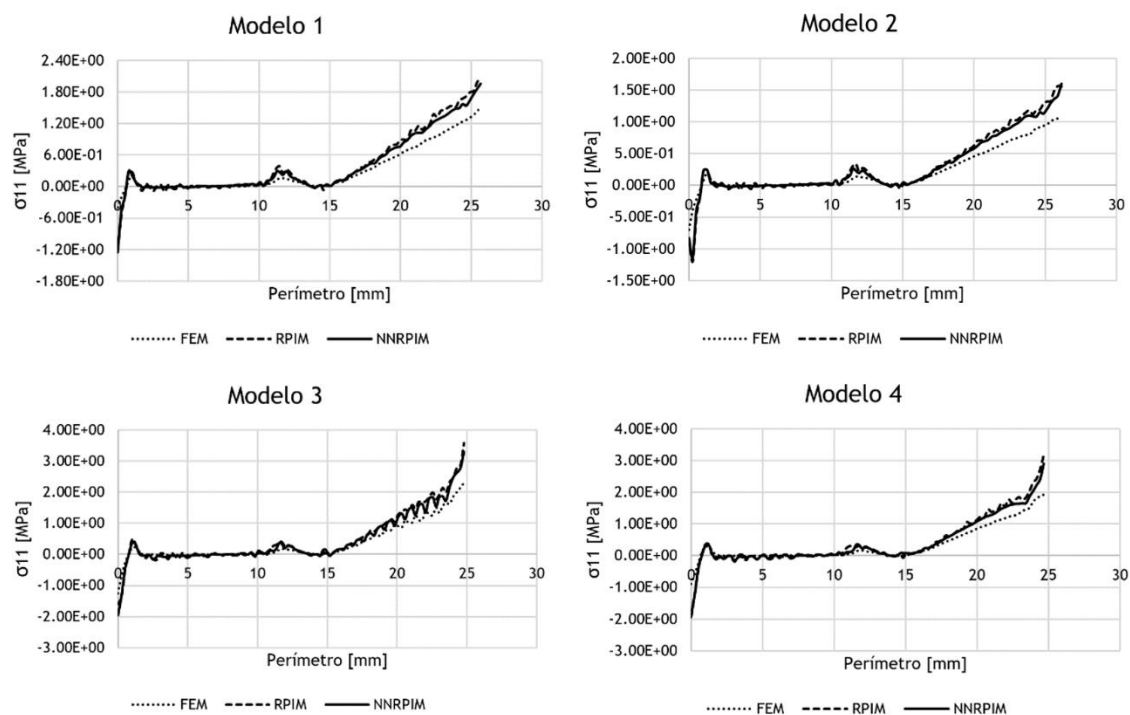


Figura A.2.14 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

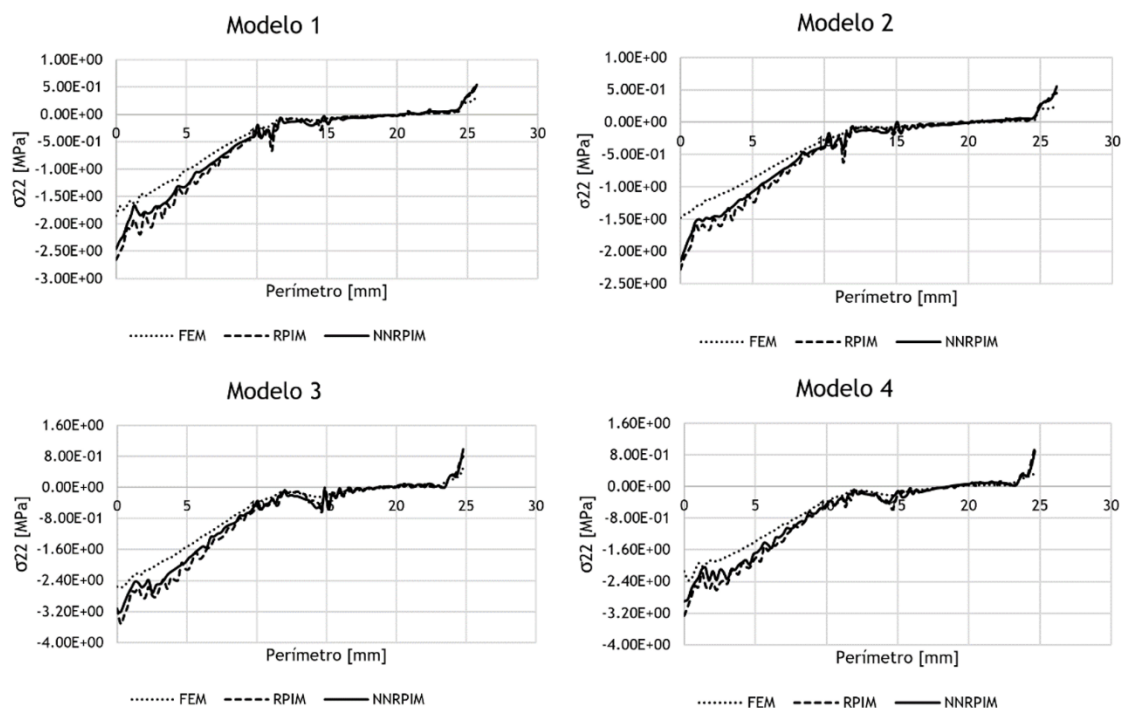


Figura A.2.15 - Representação gráfica, do material 3Y-TZP aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

Material Ti-15Zr:

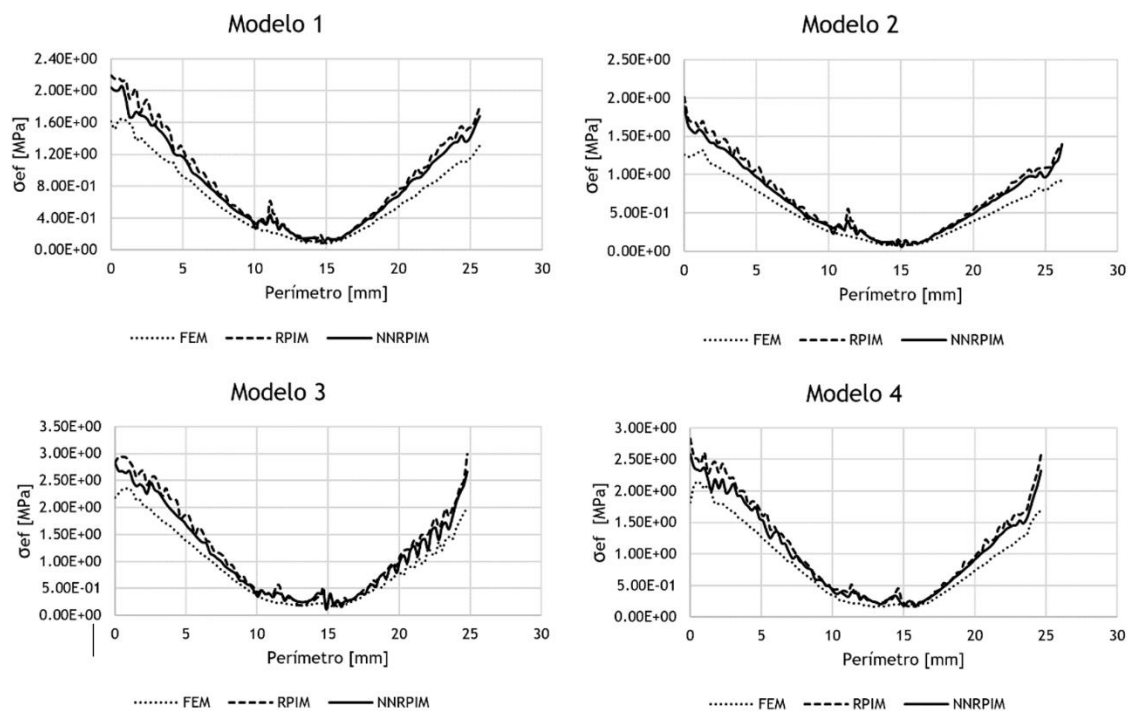


Figura A.2.16 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

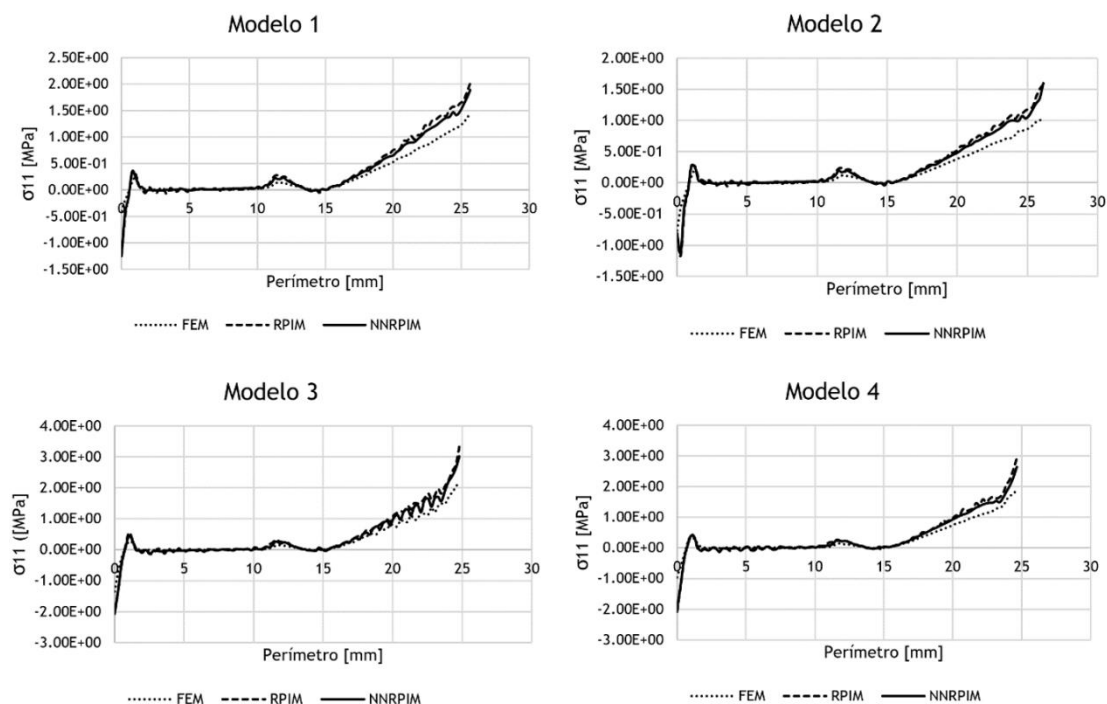


Figura A.2.17 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

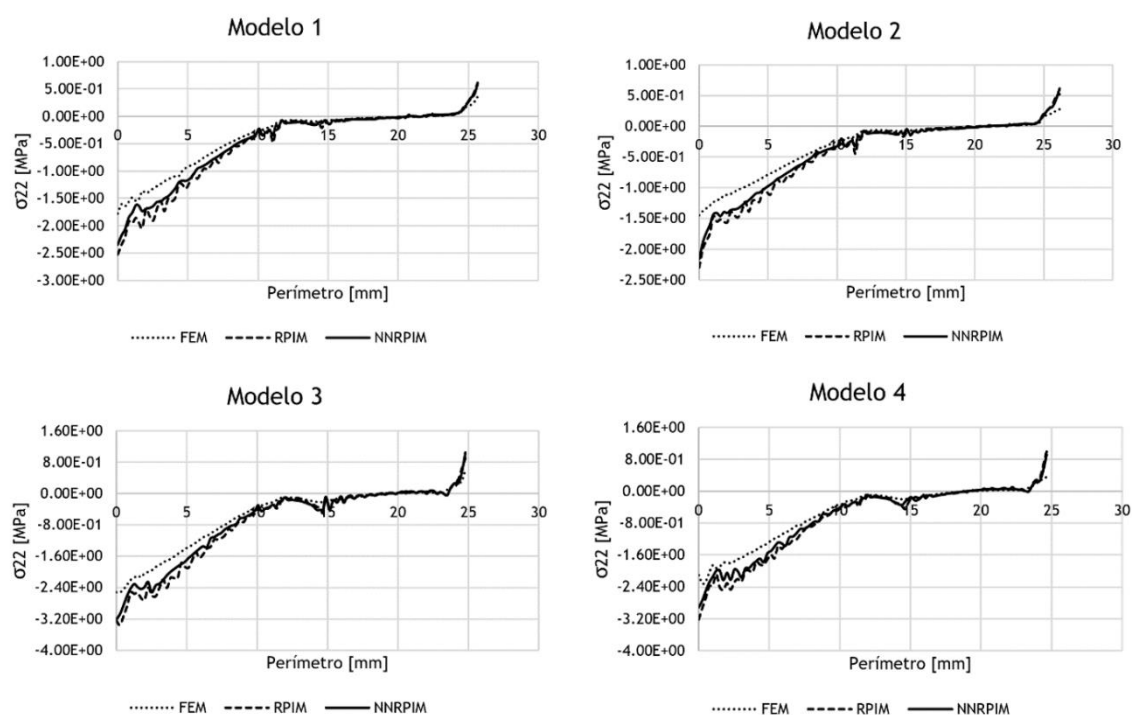


Figura A.2.18 - Representação gráfica, do material Ti-15Zr aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

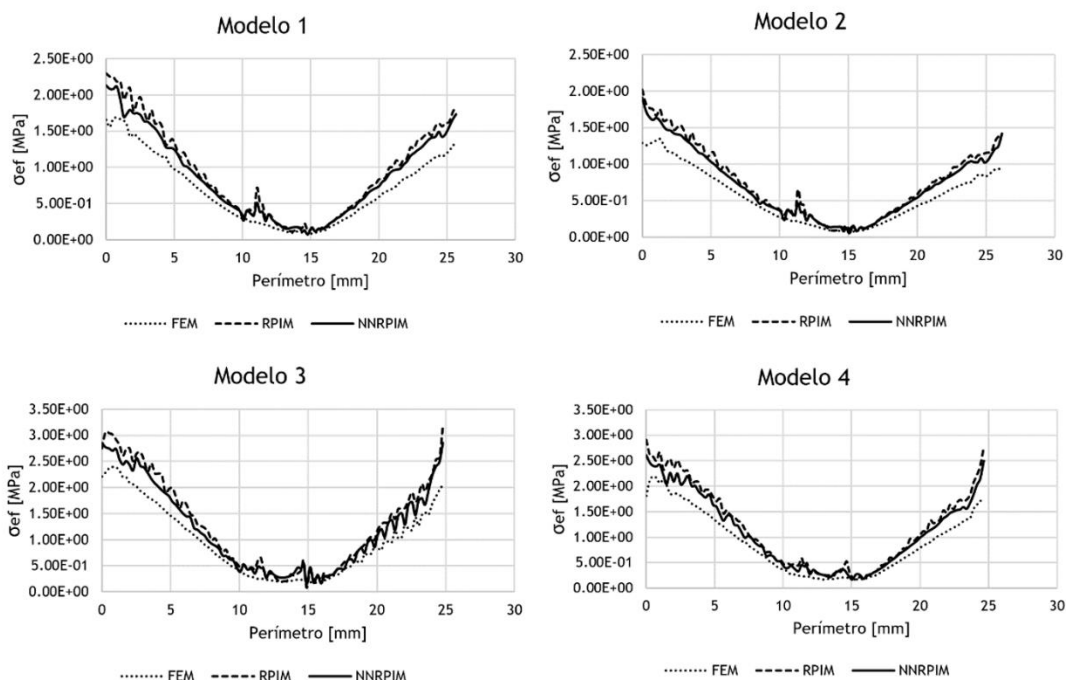
Material CFR-PEEK:

Figura A.2.19 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão efetiva ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

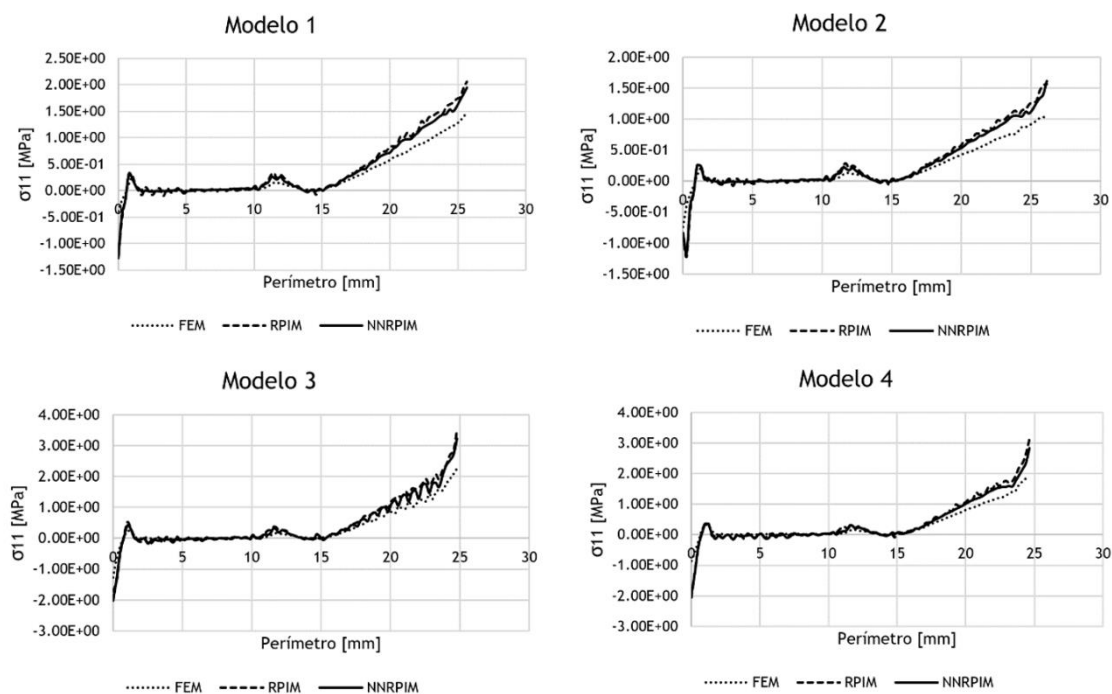


Figura A.2.20 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{11} ao longo perímetro da linha seleccionada para cada um dos modelos estudados.

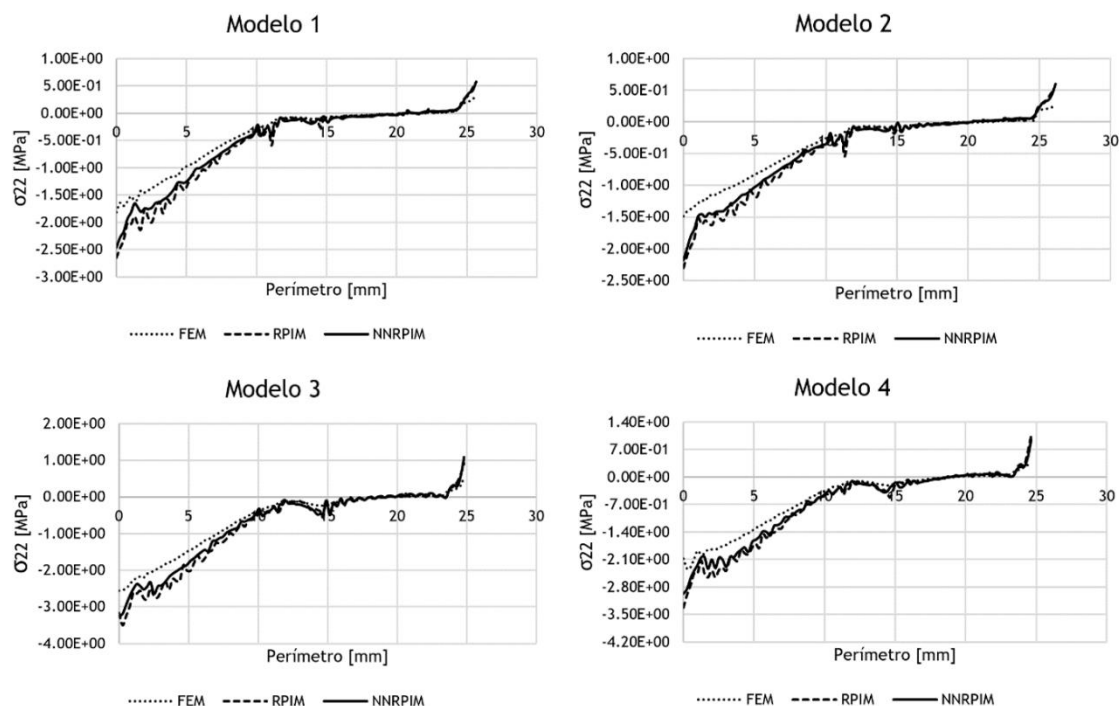


Figura A.2.21 - Representação gráfica, do material CFR-PEEK aplicando a Carga 2, da tensão principal σ_{22} ao longo perímetro da linha selecionada para cada um dos modelos estudados.

Anexo 3

Este anexo faz referência aos valores obtidos para cada um dos pontos selecionados no estudo individualizado das regiões de maior tensão verificadas nos quatro modelos bidimensionais testados. Primeiramente começa-se com a listagem dos valores de tensão, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , do ponto P_1 , seguidos pelos pontos P_2 , P_3 e P_4 .

Tabela A.3.1 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P₁, em cada um dos modelos geométricos.

Material	Método	Modelo	Carga 1			Carga 2		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
Ti-6Al-4V	FEM	M1	3.00E-01	-2.82E-02	-3.06E-01	1.79E+00	-2.82E-02	-1.81E+00
		M2	1.00E-01	8.83E-02	-2.03E-02	1.33E+00	-3.60E-02	-1.35E+00
		M3	1.24E+00	-4.21E-02	-1.27E+00	2.19E+00	-6.67E-02	-2.22E+00
		M4	7.04E-01	-2.13E-02	-7.14E-01	1.91E+00	-4.21E-02	-1.93E+00
	RPIM	M1	3.16E-01	-2.92E-02	-3.21E-01	2.22E+00	-2.92E-02	-2.23E+00
		M2	2.07E-01	2.08E-01	1.46E-03	1.77E+00	-8.33E-02	-1.81E+00
		M3	1.53E+00	1.34E-02	-1.52E+00	2.69E+00	1.99E-02	-2.68E+00
		M4	8.11E-01	2.52E-02	-7.98E-01	2.24E+00	6.18E-02	-2.21E+00
	NNRPIM	M1	2.94E-01	-6.36E-02	-3.04E-01	2.08E+00	-6.36E-02	-2.11E+00
		M2	1.79E-01	1.69E-01	-1.86E-02	1.57E+00	-6.72E-02	-1.60E+00
		M3	1.40E+00	-5.64E-03	-1.40E+00	2.47E+00	-8.18E-03	-2.47E+00
		M4	7.55E-01	1.92E-03	-7.54E-01	2.09E+00	4.66E-04	-2.09E+00
3Y-TZP	FEM	M1	2.99E-01	-1.15E-02	-3.04E-01	1.79E+00	-2.55E-02	-1.80E+00
		M2	1.01E-01	8.89E-02	-2.06E-02	1.33E+00	-3.19E-02	-1.34E+00
		M3	1.24E+00	-3.79E-02	-1.26E+00	2.18E+00	-5.89E-02	-2.21E+00
		M4	7.02E-01	-1.93E-02	-7.11E-01	1.90E+00	-3.62E-02	-1.92E+00
	RPIM	M1	3.14E-01	-1.34E-02	-3.21E-01	2.21E+00	-2.90E-02	-2.23E+00
		M2	2.10E-01	2.10E-01	-3.45E-04	1.77E+00	-8.88E-02	-1.81E+00
		M3	1.53E+00	6.48E-02	-1.50E+00	2.70E+00	1.01E-01	-2.65E+00
		M4	8.06E-01	2.41E-02	-7.94E-01	2.23E+00	5.93E-02	-2.20E+00
	NNRPIM	M1	2.92E-01	-2.83E-02	-3.05E-01	2.07E+00	-7.28E-02	-2.10E+00
		M2	1.81E-01	1.67E-01	-2.51E-02	1.57E+00	-7.65E-02	-1.61E+00
		M3	1.40E+00	3.38E-02	-1.38E+00	2.47E+00	5.59E-02	-2.44E+00
		M4	7.52E-01	2.72E-02	-7.38E-01	2.08E+00	4.58E-02	-2.05E+00
Ti-15Zr	FEM	M1	3.00E-01	-1.18E-02	-3.05E-01	1.79E+00	-2.81E-02	-1.81E+00
		M2	1.00E-01	8.83E-02	-2.03E-02	1.33E+00	-3.59E-02	-1.35E+00
		M3	1.24E+00	-4.19E-02	-1.26E+00	2.19E+00	-6.65E-02	-2.22E+00
		M4	7.04E-01	-2.12E-02	-7.14E-01	1.91E+00	-4.18E-02	-1.93E+00
	RPIM	M1	3.15E-01	-1.12E-02	-3.21E-01	2.22E+00	-2.91E-02	-2.23E+00
		M2	2.08E-01	2.08E-01	1.42E-03	1.77E+00	-8.34E-02	-1.81E+00
		M3	1.53E+00	1.47E-02	-1.52E+00	2.69E+00	2.20E-02	-2.68E+00
		M4	8.11E-01	2.52E-02	-7.98E-01	2.24E+00	6.17E-02	-2.21E+00
	NNRPIM	M1	2.94E-01	-2.27E-02	-3.04E-01	2.08E+00	-6.39E-02	-2.11E+00
		M2	1.79E-01	1.69E-01	-1.87E-02	1.57E+00	-6.75E-02	-1.60E+00
		M3	1.40E+00	-4.96E-03	-1.40E+00	2.46E+00	-7.21E-03	-2.47E+00
		M4	7.55E-01	2.32E-03	-7.54E-01	2.09E+00	1.21E-03	-2.09E+00
CFR-PEEK	FEM	M1	2.98E-01	-1.27E-02	-3.04E-01	1.79E+00	-2.63E-02	-1.80E+00
		M2	1.00E-01	8.76E-02	-2.21E-02	1.32E+00	-3.64E-02	-1.34E+00
		M3	1.24E+00	-4.49E-02	-1.26E+00	2.18E+00	-7.08E-02	-2.22E+00
		M4	7.03E-01	-2.26E-02	-7.14E-01	1.91E+00	-4.34E-02	-1.93E+00
	RPIM	M1	3.17E-01	-1.33E-02	-3.23E-01	2.22E+00	-3.15E-02	-2.23E+00
		M2	2.08E-01	2.09E-01	1.51E-03	1.77E+00	-8.81E-02	-1.81E+00
		M3	1.53E+00	4.48E-02	-1.51E+00	2.70E+00	6.98E-02	-2.66E+00
		M4	8.10E-01	3.00E-02	-7.95E-01	2.24E+00	7.32E-02	-2.20E+00
	NNRPIM	M1	2.96E-01	-2.78E-02	-3.09E-01	2.08E+00	-7.45E-02	-2.12E+00
		M2	1.78E-01	1.65E-01	-2.40E-02	1.57E+00	-7.90E-02	-1.61E+00
		M3	1.41E+00	1.62E-02	-1.40E+00	2.48E+00	2.76E-02	-2.47E+00
		M4	7.58E-01	2.07E-02	-7.48E-01	2.09E+00	3.64E-02	-2.07E+00

Tabela A.3.2 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P₂, em cada um dos modelos geométricos.

Material	Método	Modelo	Carga 1			Carga 2		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
Ti-6Al-4V	FEM	M1	2.63E-01	-2.67E-02	-2.76E-01	1.62E+00	-3.17E-02	-1.64E+00
		M2	5.50E-02	9.81E-03	-4.95E-02	1.26E+00	-6.43E-02	-1.29E+00
		M3	1.30E+00	3.47E-02	-1.28E+00	2.35E+00	6.10E-02	-2.32E+00
		M4	8.15E-01	7.01E-02	-7.77E-01	2.11E+00	1.53E-01	-2.03E+00
	RPIM	M1	3.21E-01	-5.90E-02	-3.46E-01	2.15E+00	-9.99E-02	-2.20E+00
		M2	1.04E-01	2.27E-02	-9.07E-02	1.68E+00	-1.33E-01	-1.74E+00
		M3	1.60E+00	6.62E-02	-1.56E+00	2.92E+00	1.19E-01	-2.86E+00
		M4	9.30E-01	2.75E-02	-9.16E-01	2.43E+00	9.85E-02	-2.38E+00
	NNRPIM	M1	2.96E-01	-6.70E-02	-3.24E-01	2.00E+00	-1.32E-01	-2.06E+00
		M2	1.01E-01	2.32E-02	-8.71E-02	1.54E+00	-1.38E-01	-1.61E+00
		M3	1.44E+00	3.81E-02	-1.42E+00	2.63E+00	6.93E-02	-2.60E+00
		M4	8.86E-01	7.89E-03	-8.82E-01	2.32E+00	5.75E-02	-2.29E+00
3Y-TZP	FEM	M1	2.73E-01	-2.83E-02	-2.86E-01	1.71E+00	-6.29E-02	-1.74E+00
		M2	5.65E-02	1.72E-02	-4.59E-02	1.32E+00	-8.47E-02	-1.37E+00
		M3	1.34E+00	1.40E-02	-1.33E+00	2.43E+00	1.71E-02	-2.42E+00
		M4	8.44E-01	5.85E-02	-8.13E-01	2.19E+00	1.10E-01	-2.14E+00
	RPIM	M1	3.39E-01	-6.49E-02	-3.66E-01	2.30E+00	-1.61E-01	-2.38E+00
		M2	1.09E-01	3.36E-02	-8.85E-02	1.79E+00	-1.81E-01	-1.87E+00
		M3	1.67E+00	2.07E-02	-1.66E+00	3.06E+00	2.90E-02	-3.05E+00
		M4	9.62E-01	9.66E-03	-9.57E-01	2.53E+00	3.79E-02	-2.51E+00
	NNRPIM	M1	3.10E-01	-7.58E-02	-3.41E-01	2.13E+00	-1.91E-01	-2.22E+00
		M2	1.08E-01	3.25E-02	-8.75E-02	1.64E+00	-1.85E-01	-1.72E+00
		M3	1.50E+00	1.73E-03	-1.50E+00	2.75E+00	-4.73E-03	-2.75E+00
		M4	9.27E-01	-1.14E-02	-9.33E-01	2.43E+00	-6.55E-03	-2.43E+00
Ti-15Zr	FEM	M1	2.64E-01	-2.68E-02	-2.76E-01	1.63E+00	-3.27E-02	-1.64E+00
		M2	5.51E-02	1.01E-02	-4.93E-02	1.26E+00	-6.50E-02	-1.29E+00
		M3	1.30E+00	3.40E-02	-1.28E+00	2.35E+00	5.95E-02	-2.32E+00
		M4	8.16E-01	6.97E-02	-7.79E-01	2.12E+00	1.52E-01	-2.04E+00
	RPIM	M1	3.21E-01	-5.92E-02	-3.47E-01	2.16E+00	-1.02E-01	-2.21E+00
		M2	1.04E-01	2.30E-02	-9.07E-02	1.68E+00	-1.35E-01	-1.75E+00
		M3	1.60E+00	6.49E-02	-1.57E+00	2.92E+00	1.17E-01	-2.86E+00
		M4	9.31E-01	2.69E-02	-9.17E-01	2.44E+00	9.66E-02	-2.39E+00
	NNRPIM	M1	2.97E-01	-6.73E-02	-3.25E-01	2.00E+00	-1.33E-01	-2.07E+00
		M2	1.01E-01	2.35E-02	-8.71E-02	1.54E+00	-1.39E-01	-1.61E+00
		M3	1.44E+00	3.70E-02	-1.42E+00	2.63E+00	6.73E-02	-2.60E+00
		M4	8.87E-01	7.28E-03	-8.84E-01	2.32E+00	5.55E-02	-2.30E+00
CFR-PEEK	FEM	M1	2.69E-01	-2.89E-02	-2.82E-01	1.67E+00	-5.27E-02	-1.70E+00
		M2	5.65E-02	1.42E-02	-4.80E-02	1.30E+00	-7.39E-02	-1.33E+00
		M3	1.32E+00	1.93E-02	-1.31E+00	2.40E+00	3.06E-02	-2.38E+00
		M4	8.30E-01	6.13E-02	-7.98E-01	2.16E+00	1.25E-01	-2.09E+00
	RPIM	M1	3.34E-01	-6.67E-02	-3.63E-01	2.25E+00	-1.55E-01	-2.32E+00
		M2	1.07E-01	2.52E-02	-9.19E-02	1.75E+00	-1.78E-01	-1.83E+00
		M3	1.65E+00	2.87E-02	-1.63E+00	3.01E+00	4.70E-02	-2.99E+00
		M4	9.53E-01	1.62E-02	-9.44E-01	2.50E+00	6.16E-02	-2.47E+00
	NNRPIM	M1	3.08E-01	-7.58E-02	-3.39E-01	2.08E+00	-1.81E-01	-2.16E+00
		M2	1.04E-01	2.47E-02	-8.98E-02	1.60E+00	-1.77E-01	-1.69E+00
		M3	1.48E+00	1.12E-02	-1.47E+00	2.70E+00	1.58E-02	-2.70E+00
		M4	9.16E-01	-8.62E-03	-9.20E-01	2.39E+00	8.58E-03	-2.39E+00

Tabela A.3.3 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P₃, em cada um dos modelos geométricos.

Material	Método	Modelo	Carga 1			Carga 2		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
Ti-6Al-4V	FEM	M1	1.41E-01	-6.67E-02	-1.62E-01	1.18E+00	1.27E+00	2.04E-01
		M2	4.11E-01	-5.49E-02	-4.35E-01	8.47E-01	9.25E-01	1.87E-01
		M3	6.56E-01	6.76E-01	4.20E-02	1.62E+00	1.70E+00	1.83E-01
		M4	3.06E-01	3.17E-01	2.27E-02	1.47E+00	1.56E+00	1.95E-01
	RPIM	M1	1.66E-01	-9.70E-02	-1.92E-01	1.55E+00	1.68E+00	3.17E-01
		M2	4.82E-01	-7.38E-02	-5.15E-01	1.11E+00	1.22E+00	2.83E-01
		M3	8.89E-01	9.18E-01	6.03E-02	2.13E+00	2.24E+00	2.52E-01
		M4	4.36E-01	4.58E-01	4.93E-02	1.93E+00	2.05E+00	2.75E-01
	NNRPIM	M1	1.55E-01	-9.85E-02	-1.78E-01	1.47E+00	1.61E+00	3.34E-01
		M2	4.49E-01	-8.05E-02	-4.84E-01	1.06E+00	1.18E+00	2.91E-01
		M3	8.86E-01	9.18E-01	6.65E-02	2.09E+00	2.21E+00	2.62E-01
		M4	4.02E-01	4.22E-01	4.27E-02	1.72E+00	1.83E+00	2.33E-01
3Y-TZP	FEM	M1	1.39E-01	-6.72E-02	-1.60E-01	1.26E+00	1.36E+00	2.26E-01
		M2	4.26E-01	-5.96E-02	-4.53E-01	9.15E-01	1.00E+00	2.07E-01
		M3	7.24E-01	7.49E-01	5.31E-02	1.76E+00	1.85E+00	2.09E-01
		M4	3.46E-01	3.59E-01	2.72E-02	1.61E+00	1.70E+00	2.16E-01
	RPIM	M1	1.68E-01	-9.99E-02	-1.94E-01	1.68E+00	1.82E+00	3.50E-01
		M2	5.04E-01	-8.37E-02	-5.41E-01	1.20E+00	1.33E+00	3.13E-01
		M3	9.93E-01	1.03E+00	8.05E-02	2.35E+00	2.49E+00	3.04E-01
		M4	5.01E-01	5.30E-01	6.42E-02	2.15E+00	2.30E+00	3.39E-01
	NNRPIM	M1	1.61E-01	-1.04E-01	-1.85E-01	1.60E+00	1.76E+00	3.86E-01
		M2	4.73E-01	-8.93E-02	-5.11E-01	1.16E+00	1.29E+00	3.31E-01
		M3	1.00E+00	1.04E+00	9.57E-02	2.33E+00	2.48E+00	3.36E-01
		M4	4.60E-01	4.85E-01	5.46E-02	1.90E+00	2.03E+00	2.84E-01
Ti-15Zr	FEM	M1	1.41E-01	-6.67E-02	-1.62E-01	1.18E+00	1.27E+00	2.05E-01
		M2	4.11E-01	-5.50E-02	-4.36E-01	8.50E-01	9.28E-01	1.88E-01
		M3	6.59E-01	6.79E-01	4.24E-02	1.62E+00	1.71E+00	1.84E-01
		M4	3.07E-01	3.18E-01	2.28E-02	1.48E+00	1.57E+00	1.96E-01
	RPIM	M1	1.66E-01	-9.71E-02	-1.92E-01	1.55E+00	1.69E+00	3.18E-01
		M2	4.83E-01	-7.41E-02	-5.16E-01	1.11E+00	1.22E+00	2.85E-01
		M3	8.93E-01	9.22E-01	6.10E-02	2.13E+00	2.25E+00	2.53E-01
		M4	4.38E-01	4.61E-01	4.98E-02	1.94E+00	2.06E+00	2.77E-01
	NNRPIM	M1	1.55E-01	-9.87E-02	-1.78E-01	1.47E+00	1.61E+00	3.35E-01
		M2	4.50E-01	-8.08E-02	-4.85E-01	1.07E+00	1.18E+00	2.92E-01
		M3	8.90E-01	9.22E-01	6.74E-02	2.09E+00	2.21E+00	2.64E-01
		M4	4.04E-01	4.24E-01	4.31E-02	1.73E+00	1.83E+00	2.34E-01
CFR-PEEK	FEM	M1	1.40E-01	-6.75E-02	-1.61E-01	1.23E+00	1.32E+00	2.16E-01
		M2	4.21E-01	-6.02E-02	-4.48E-01	8.89E-01	9.72E-01	2.00E-01
		M3	6.95E-01	7.17E-01	4.59E-02	1.70E+00	1.79E+00	1.92E-01
		M4	3.30E-01	3.41E-01	2.41E-02	1.55E+00	1.65E+00	2.09E-01
	RPIM	M1	1.69E-01	-1.01E-01	-1.95E-01	1.63E+00	1.77E+00	3.41E-01
		M2	4.98E-01	-8.30E-02	-5.34E-01	1.17E+00	1.29E+00	3.04E-01
		M3	9.50E-01	9.84E-01	7.18E-02	2.26E+00	2.39E+00	2.83E-01
		M4	4.76E-01	5.03E-01	5.98E-02	2.07E+00	2.21E+00	3.26E-01
	NNRPIM	M1	1.61E-01	-1.06E-01	-1.86E-01	1.56E+00	1.71E+00	3.75E-01
		M2	4.66E-01	-9.08E-02	-5.04E-01	1.13E+00	1.26E+00	3.22E-01
		M3	9.54E-01	9.95E-01	8.82E-02	2.23E+00	2.38E+00	3.18E-01
		M4	4.38E-01	4.61E-01	5.05E-02	1.84E+00	1.96E+00	2.67E-01

Tabela A.3.4 - Tensões obtidas, [MPa], para o ponto de interesse P₄, em cada um dos modelos geométricos.

Material	Método	Modelo	Carga 1			Carga 2		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
Ti-6Al-4V	FEM	M1	2.61E-01	-1.20E-02	-2.67E-01	1.40E+00	1.40E+00	6.43E-03
		M2	6.56E-01	1.45E-03	-6.55E-01	9.22E-01	9.13E-01	-1.76E-02
		M3	8.16E-01	8.15E-01	-3.44E-03	2.03E+00	2.03E+00	4.08E-04
		M4	3.18E-01	3.15E-01	-6.12E-03	1.82E+00	1.82E+00	-7.01E-03
	RPIM	M1	2.63E-01	-6.31E-03	-2.66E-01	1.81E+00	1.82E+00	2.76E-02
		M2	7.91E-01	-3.23E-02	-8.07E-01	1.26E+00	1.28E+00	4.47E-02
		M3	9.62E-01	9.62E-01	-4.31E-04	2.33E+00	2.33E+00	3.49E-03
		M4	3.96E-01	3.94E-01	-4.26E-03	2.12E+00	2.11E+00	-1.23E-02
	NNRPIM	M1	2.51E-01	-4.67E-03	-2.53E-01	1.69E+00	1.69E+00	-3.82E-03
		M2	7.45E-01	-2.74E-02	-7.58E-01	1.20E+00	1.22E+00	3.77E-02
		M3	8.65E-01	8.64E-01	-2.16E-03	2.08E+00	2.08E+00	-5.94E-03
		M4	3.72E-01	3.71E-01	-1.50E-03	1.97E+00	1.97E+00	3.30E-03
3V-TZP	FEM	M1	2.60E-01	-1.20E-02	-2.66E-01	1.39E+00	1.39E+00	3.50E-03
		M2	6.55E-01	1.45E-03	-6.54E-01	9.21E-01	9.12E-01	-1.78E-02
		M3	8.26E-01	8.24E-01	-3.84E-03	2.05E+00	2.05E+00	-5.66E-04
		M4	3.24E-01	3.21E-01	-6.26E-03	1.84E+00	1.83E+00	-7.38E-03
	RPIM	M1	2.63E-01	-8.64E-03	-2.67E-01	1.81E+00	1.83E+00	2.75E-02
		M2	7.90E-01	-2.89E-02	-8.04E-01	1.26E+00	1.28E+00	3.75E-02
		M3	9.72E-01	9.71E-01	-9.84E-04	2.35E+00	2.35E+00	2.47E-03
		M4	4.02E-01	4.00E-01	-4.26E-03	2.13E+00	2.13E+00	-1.25E-02
	NNRPIM	M1	2.52E-01	-9.14E-03	-2.56E-01	1.69E+00	1.69E+00	1.43E-03
		M2	7.45E-01	-2.97E-02	-7.60E-01	1.20E+00	1.22E+00	3.73E-02
		M3	8.73E-01	8.72E-01	-2.29E-03	2.10E+00	2.10E+00	-2.59E-03
		M4	3.77E-01	3.76E-01	-1.71E-03	1.99E+00	1.99E+00	2.84E-03
Ti-15Zr	FEM	M1	2.61E-01	-1.20E-02	-2.67E-01	1.40E+00	1.40E+00	6.33E-03
		M2	6.56E-01	1.45E-03	-6.55E-01	9.22E-01	9.13E-01	-1.76E-02
		M3	8.17E-01	8.15E-01	-3.46E-03	2.03E+00	2.03E+00	3.75E-04
		M4	3.18E-01	3.15E-01	-6.12E-03	1.82E+00	1.82E+00	-7.02E-03
	RPIM	M1	2.63E-01	-6.35E-03	-2.66E-01	1.81E+00	1.82E+00	2.76E-02
		M2	7.91E-01	-3.22E-02	-8.07E-01	1.26E+00	1.28E+00	4.45E-02
		M3	9.63E-01	9.62E-01	-4.46E-04	2.33E+00	2.33E+00	3.46E-03
		M4	3.96E-01	3.94E-01	-4.27E-03	2.12E+00	2.11E+00	-1.23E-02
	NNRPIM	M1	2.51E-01	-4.77E-03	-2.53E-01	1.69E+00	1.69E+00	-3.69E-03
		M2	7.45E-01	-2.75E-02	-7.58E-01	1.20E+00	1.22E+00	3.76E-02
		M3	8.66E-01	8.64E-01	-2.17E-03	2.08E+00	2.08E+00	-2.19E-03
		M4	3.72E-01	3.71E-01	-1.51E-03	1.97E+00	1.97E+00	3.29E-03
CFR-PEEK	FEM	M1	2.60E-01	-1.33E-02	-2.67E-01	1.39E+00	1.39E+00	-2.39E-03
		M2	6.53E-01	6.75E-03	-6.49E-01	9.19E-01	9.02E-01	-3.34E-02
		M3	8.21E-01	8.21E-01	-1.40E-03	2.04E+00	2.05E+00	5.63E-03
		M4	3.22E-01	3.18E-01	-7.83E-03	1.83E+00	1.83E+00	-1.05E-02
	RPIM	M1	2.65E-01	-9.10E-03	-2.69E-01	1.81E+00	1.83E+00	3.75E-02
		M2	7.92E-01	-3.29E-02	-8.08E-01	1.26E+00	1.28E+00	4.54E-02
		M3	9.67E-01	9.65E-01	-2.87E-03	2.34E+00	2.34E+00	-1.30E-03
		M4	3.99E-01	3.97E-01	-4.99E-03	2.13E+00	2.12E+00	-1.46E-02
	NNRPIM	M1	2.54E-01	-9.40E-03	-2.58E-01	1.69E+00	1.70E+00	4.84E-03
		M2	7.48E-01	-3.63E-02	-7.65E-01	1.20E+00	1.22E+00	4.88E-02
		M3	8.71E-01	8.70E-01	-3.30E-03	2.10E+00	2.09E+00	-4.26E-03
		M4	3.74E-01	3.73E-01	-2.37E-03	1.98E+00	1.98E+00	3.42E-04

Anexo 4

Os mapas de cores resultantes do estudo tridimensional de implantes complexos são apresentados neste anexo. Primeiramente são visíveis os mapas de tensão para a força aplicada na região direita da prótese maxilar. As variáveis de campo das tensões foram registadas, nomeadamente a tensão efectiva σ_{ef} , tensão principal σ_{11} e tensão principal σ_{22} . De seguida apresenta-se para os mesmos campos de tensão os resultados para a força aplicada na região central da prótese. Todos estes resultados foram obtidos para os três modelos tridimensionais e quatros casos mecânicos desenvolvidos.

Tabela A.4.1 -Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.

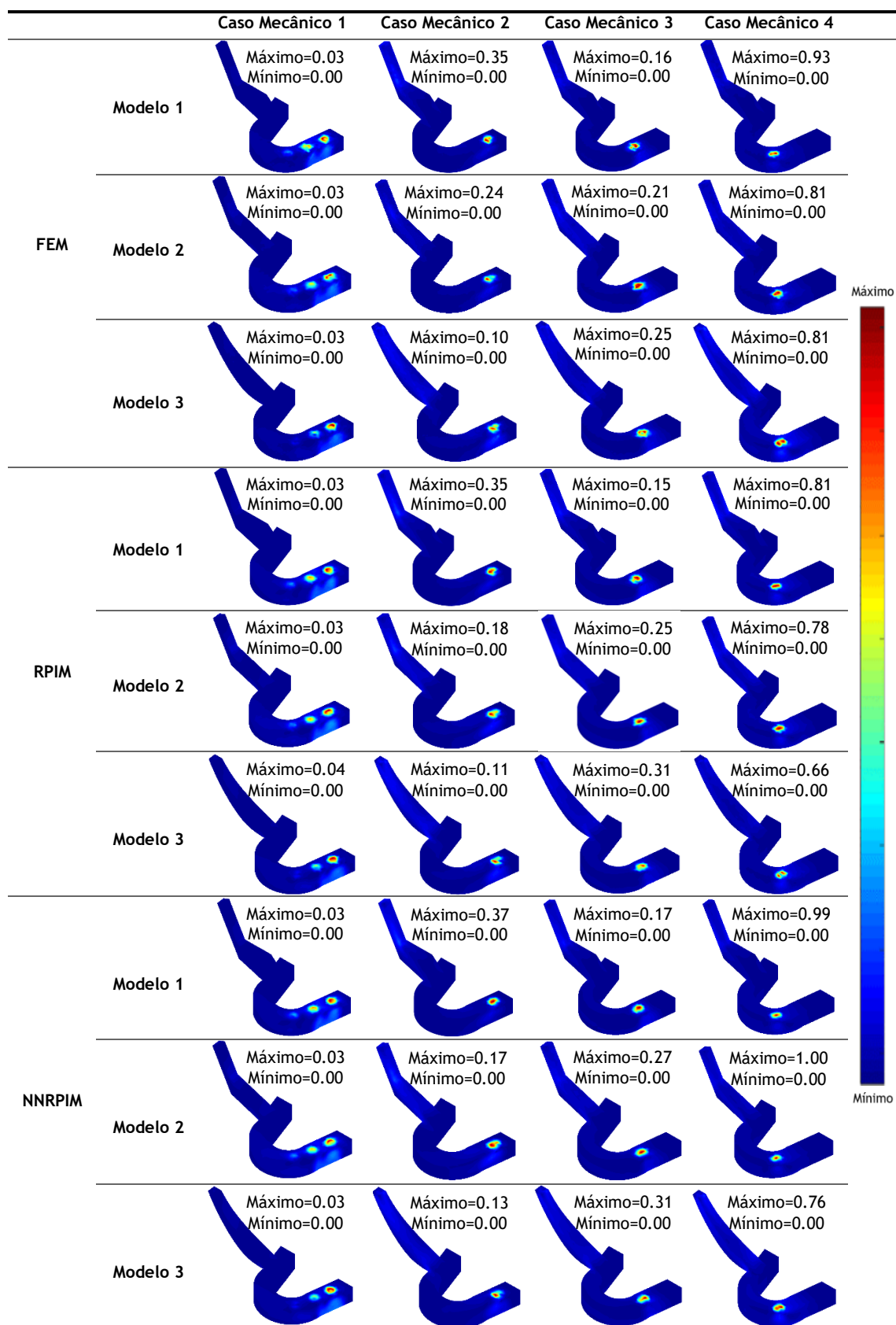


Tabela A.4.2 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.

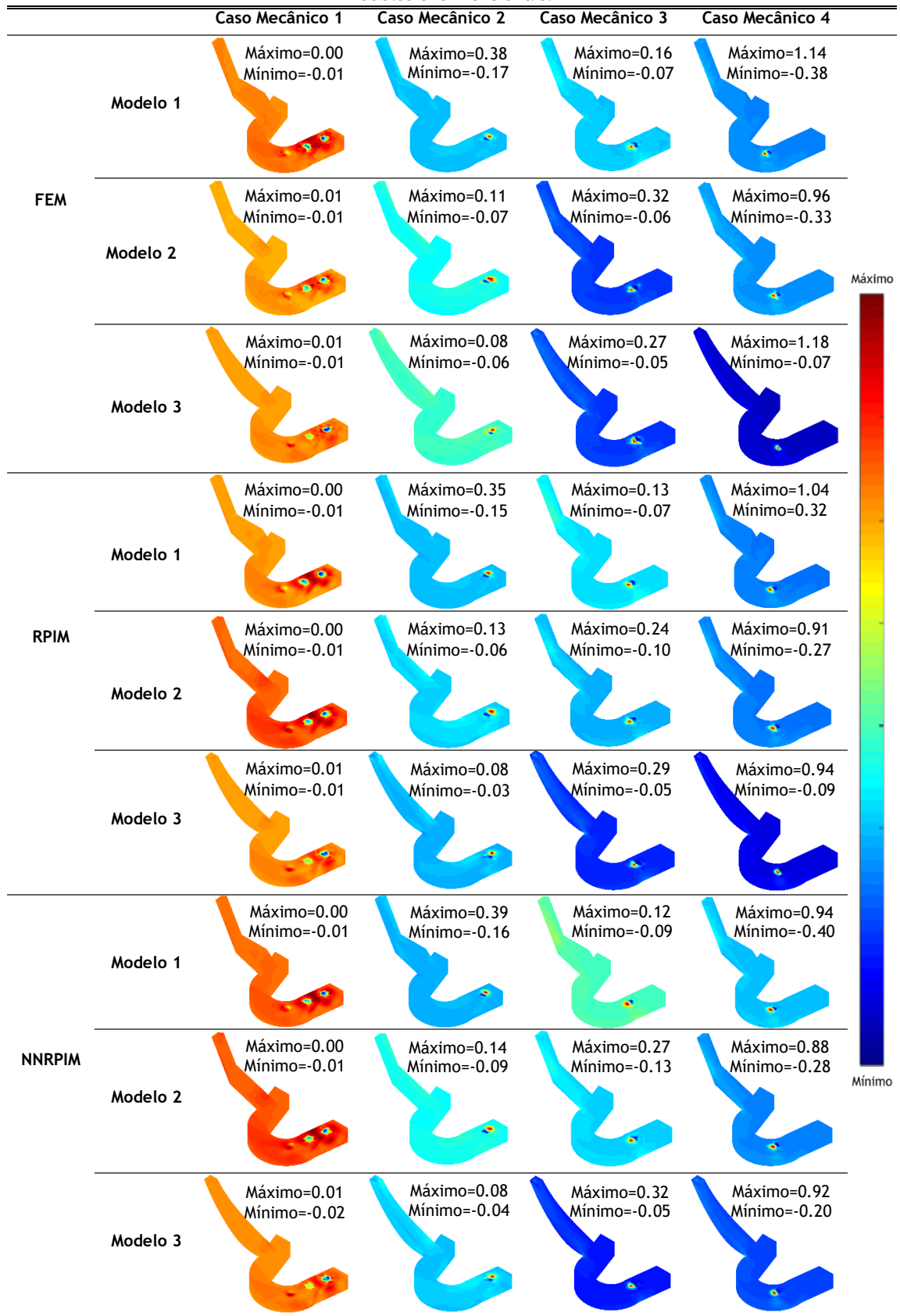


Tabela A.4.3 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa], para a força aplicada na região direita, Carga 1, dos modelos tridimensionais.

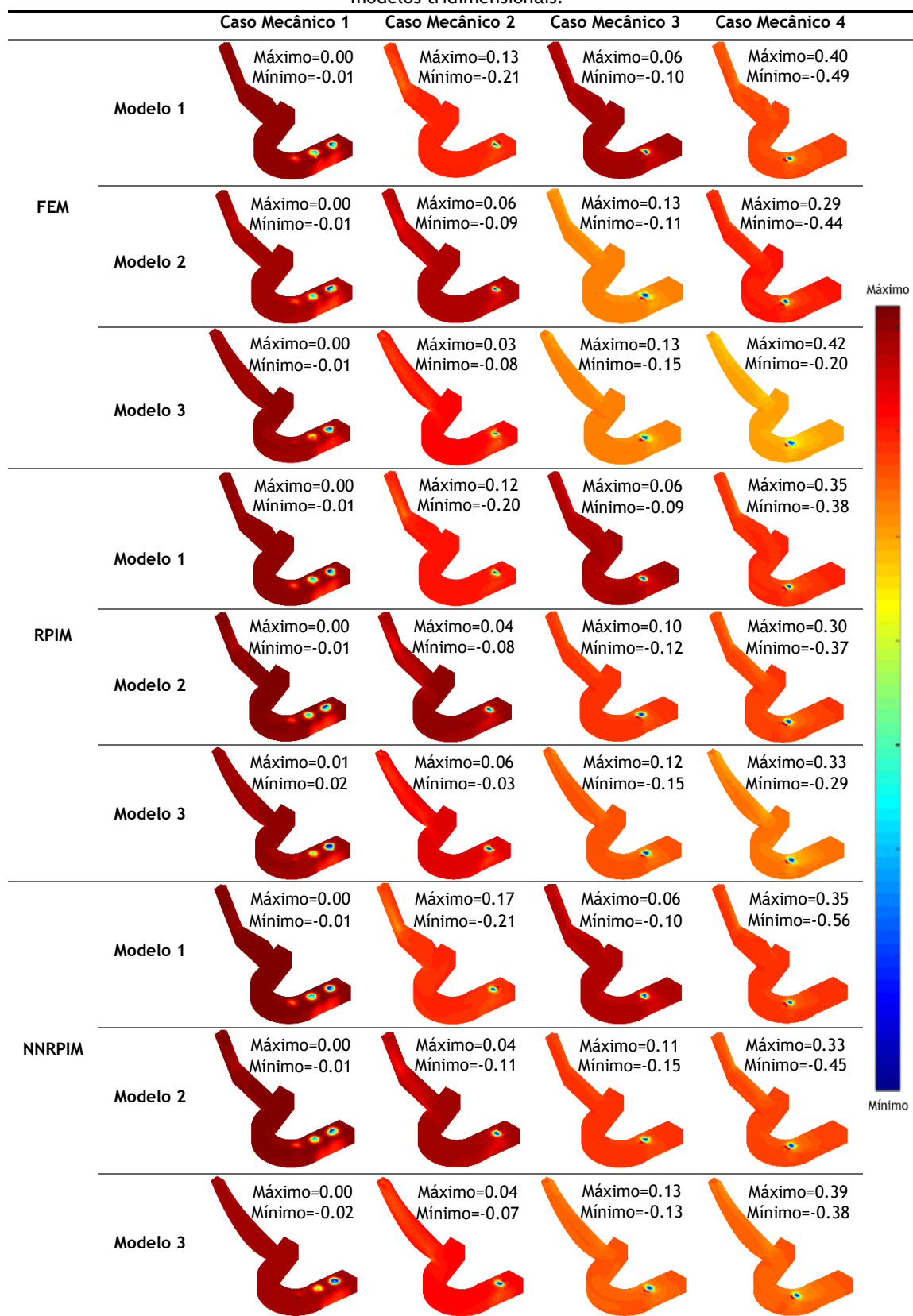


Tabela A.4.4 - Mapas de cores da σ_{ef} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.

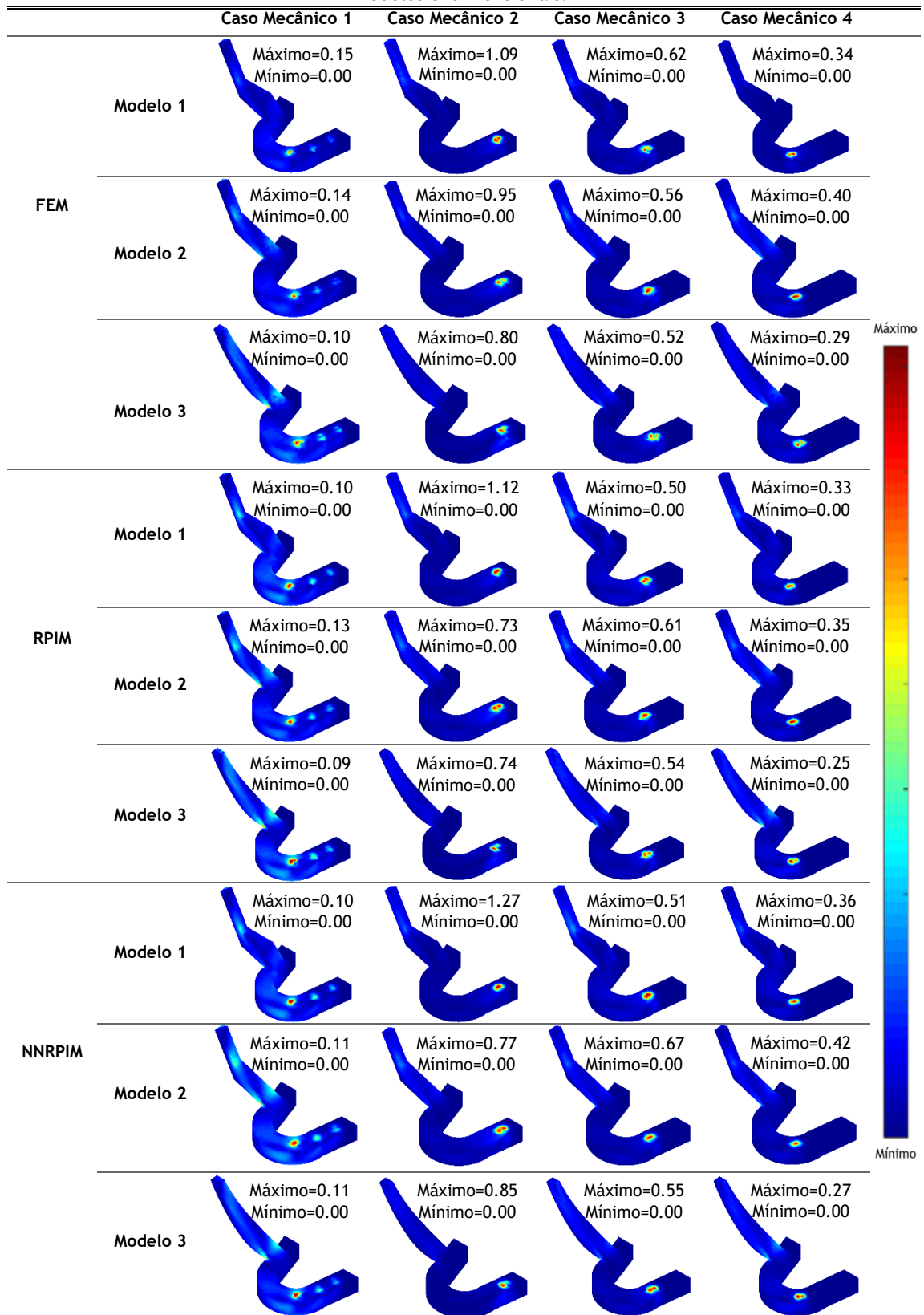


Tabela A.4.5 - Mapas de cores da σ_{11} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.

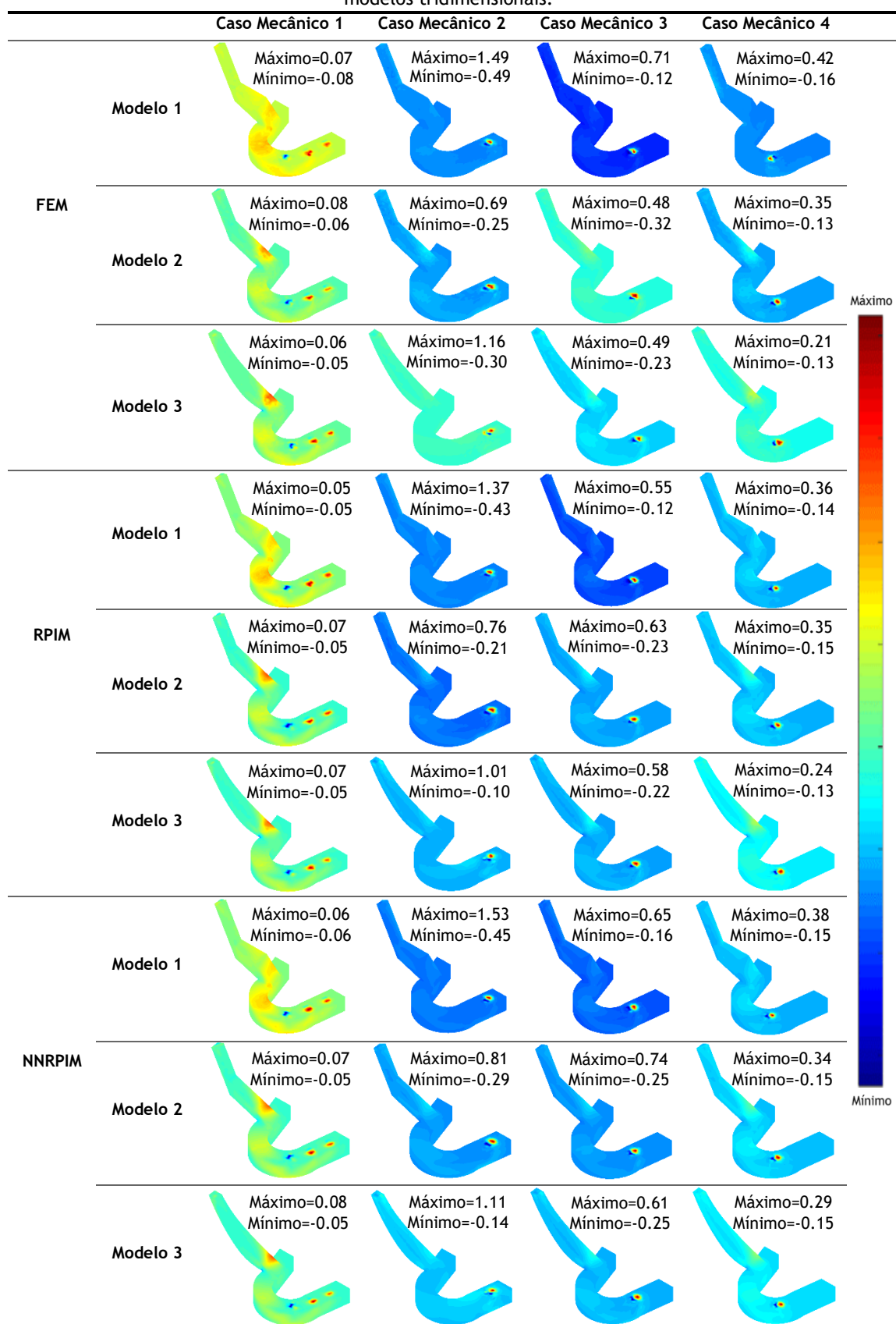
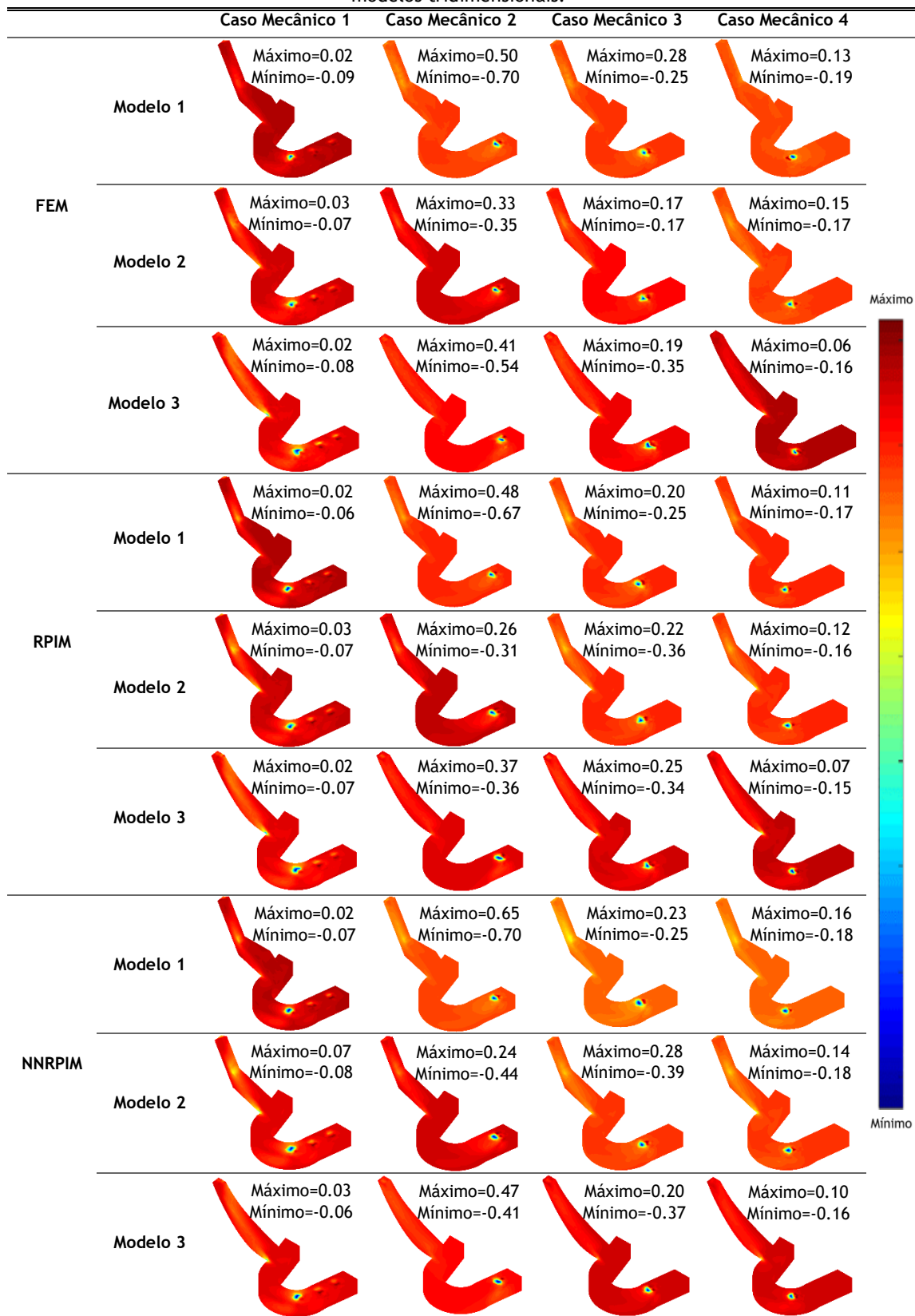


Tabela A.4.6 - Mapas de cores da σ_{22} [MPa], para a força aplicada na região central, Carga 2, dos modelos tridimensionais.



Anexo 5

Os valores dos campos de tensão σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para os pontos de interesse selecionados nos modelos complexos são apresentados neste anexo. Cada tabela representa os valores obtidos, para as diferentes condições impostas nos modelos tridimensionais, para cada um dos pontos P_1 , P_2 , P_3 , P_4 e P_5 , onde P_1 representa o ponto selecionado no implante convencional situada mais a direita da prótese, o P_2 o implante convencional central, P_3 o implante convencional mais interno, P_4 o implante zigomático e o P_5 a região da haste da prótese.

Tabela A.5.1 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P₁. Valores em MPa.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
M1	FEM	CM1	1.71E-02	-6.28E-03	-7.59E-03	2.28E-02	1.56E-02	2.02E-03	2.10E-02	6.71E-03	-4.68E-03
		CM2	2.24E-01	9.91E-02	-1.38E-02	7.59E-01	4.29E-01	-9.91E-03	1.72E-01	9.56E-02	-1.19E-02
		CM3	5.37E-04	2.88E-04	1.42E-04	1.03E-03	2.63E-04	6.51E-05	7.59E-05	1.15E-05	2.79E-06
		CM4	7.48E-04	3.23E-04	4.40E-05	2.28E-06	2.31E-06	1.82E-07	2.45E-06	2.35E-07	-3.10E-07
	RPIM	CM1	2.04E-02	-7.22E-03	-9.36E-03	3.20E-02	2.59E-02	3.94E-03	2.26E-02	1.03E-02	-3.61E-03
		CM2	2.92E-01	1.20E-01	-3.11E-02	9.93E-01	5.18E-01	-5.40E-02	2.22E-01	1.11E-01	-1.92E-02
		CM3	5.17E-04	5.09E-04	1.38E-04	1.15E-03	2.36E-04	-3.97E-06	6.31E-05	1.62E-05	1.04E-06
		CM4	5.70E-04	3.30E-04	1.49E-04	3.18E-06	3.24E-06	6.90E-07	2.98E-06	8.46E-07	-2.95E-07
	NNRPIM	CM1	2.19E-02	-8.70E-03	-1.11E-02	3.53E-02	2.16E-02	6.78E-04	2.92E-02	7.61E-03	-6.51E-03
		CM2	3.66E-01	1.78E-01	-2.19E-02	1.27E+00	7.30E-01	-2.11E-02	2.98E-01	1.57E-01	-1.53E-02
		CM3	4.96E-04	5.45E-04	1.93E-04	1.18E-03	1.76E-04	-2.91E-05	5.07E-05	1.78E-05	1.01E-06
		CM4	5.43E-04	3.70E-04	1.36E-04	2.79E-06	2.32E-06	-1.30E-07	2.94E-06	8.32E-07	4.88E-08
M2	FEM	CM1	1.21E-02	-5.58E-03	-7.23E-03	1.86E-02	1.60E-02	3.46E-03	1.31E-02	2.07E-03	-4.05E-03
		CM2	8.25E-02	4.90E-02	2.24E-03	3.49E-01	2.81E-01	4.07E-02	3.27E-02	1.71E-02	2.79E-03
		CM3	1.24E-03	3.58E-04	5.58E-05	1.12E-03	1.55E-04	5.08E-05	2.28E-04	1.57E-04	-1.15E-05
		CM4	1.95E-03	4.23E-04	7.56E-05	3.32E-06	3.65E-06	8.23E-07	3.17E-06	3.61E-07	-9.34E-07
	RPIM	CM1	1.62E-02	-6.70E-03	-8.23E-03	3.06E-02	2.57E-02	4.33E-03	1.92E-02	7.03E-03	-4.32E-03
		CM2	1.16E-01	4.17E-02	-2.20E-02	4.83E-01	2.65E-01	-6.40E-02	3.57E-02	1.03E-02	-6.75E-03
		CM3	1.21E-03	1.83E-04	1.39E-05	1.26E-03	2.92E-04	-2.52E-05	2.60E-04	2.01E-04	4.08E-06
		CM4	1.93E-03	2.71E-04	5.75E-06	2.31E-06	3.14E-06	1.67E-06	3.25E-06	-1.99E-07	-9.12E-07
	NNRPIM	CM1	1.70E-02	-7.36E-03	-9.26E-03	3.03E-02	2.25E-02	2.87E-03	2.17E-02	5.07E-03	-5.35E-03
		CM2	1.22E-01	5.22E-02	-1.40E-02	5.43E-01	3.32E-01	-1.55E-02	4.33E-02	1.88E-02	-7.18E-03
		CM3	1.01E-03	2.57E-04	8.02E-05	1.50E-03	2.93E-04	-4.64E-05	2.92E-04	2.42E-04	1.20E-05
		CM4	1.88E-03	3.38E-04	8.33E-05	3.03E-06	3.06E-06	1.44E-06	5.06E-06	1.44E-06	-6.06E-07
M3	FEM	CM1	2.04E-02	-1.38E-02	-1.45E-02	1.77E-02	1.60E-02	3.42E-03	1.45E-02	9.34E-04	-3.95E-03
		CM2	4.81E-02	3.71E-02	6.65E-03	4.77E-01	5.69E-01	1.91E-01	7.23E-02	4.67E-02	-8.67E-03
		CM3	3.47E-03	2.08E-04	1.09E-04	1.72E-03	3.64E-04	-6.41E-05	4.23E-04	3.40E-04	1.29E-05
		CM4	4.73E-03	3.75E-04	1.33E-04	3.50E-06	3.88E-06	1.33E-06	4.94E-06	6.42E-07	-1.56E-06
	RPIM	CM1	2.64E-02	-9.68E-03	-1.21E-02	2.59E-02	2.06E-02	4.75E-03	1.64E-02	4.33E-03	-3.60E-03
		CM2	5.22E-02	2.62E-02	1.21E-03	5.33E-01	4.81E-01	1.25E-01	9.48E-02	6.50E-02	-1.55E-02
		CM3	3.60E-03	-1.87E-05	-7.89E-05	1.60E-03	4.95E-04	-2.00E-05	4.02E-04	3.03E-04	1.28E-05
		CM4	4.71E-03	2.24E-04	-9.46E-05	4.41E-06	3.59E-06	5.11E-07	5.52E-06	2.40E-06	-6.94E-07
	NNRPIM	CM1	2.10E-02	-7.90E-03	-9.55E-03	2.76E-02	1.85E-02	1.84E-03	2.02E-02	6.18E-03	1.33E-03
		CM2	6.94E-02	3.88E-02	4.67E-03	5.25E-01	4.39E-01	1.09E-01	7.11E-02	5.27E-02	6.25E-03
		CM3	3.81E-03	1.34E-04	8.36E-05	2.05E-03	7.10E-04	3.22E-05	4.94E-04	3.65E-04	-2.44E-07
		CM4	5.23E-03	5.09E-04	1.11E-04	4.15E-06	4.00E-06	9.84E-07	6.33E-06	1.96E-06	-3.63E-07

Tabela A.5.2 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P₂. Valores em MPa.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
M1	FEM	CM1	1.25E-02	-6.33E-03	-7.32E-03	2.75E-02	1.43E-02	1.60E-03	2.40E-02	6.49E-03	-2.55E-03
		CM2	9.52E-03	8.94E-03	2.15E-04	5.59E-02	2.82E-03	-2.00E-03	2.29E-02	1.05E-02	1.23E-05
		CM3	9.04E-02	3.45E-02	-6.00E-03	3.21E-01	1.18E-01	-3.81E-02	4.13E-02	-1.95E-03	-9.91E-03
		CM4	2.76E-02	4.41E-04	-1.09E-03	4.19E-04	1.20E-04	-5.48E-05	6.59E-04	4.39E-04	3.08E-05
	RPIM	CM1	1.73E-02	-5.30E-03	-5.97E-03	3.51E-02	1.79E-02	-3.17E-03	3.42E-02	1.03E-02	-6.92E-03
		CM2	1.07E-02	8.80E-03	-3.35E-06	6.11E-02	-3.40E-04	-1.07E-03	2.40E-02	1.25E-02	8.60E-05
		CM3	1.09E-01	5.42E-02	-1.12E-03	4.02E-01	1.28E-01	-7.59E-02	5.09E-02	-3.94E-03	-1.36E-02
		CM4	2.91E-02	1.76E-04	-2.09E-04	3.44E-04	5.75E-05	-5.96E-06	5.27E-04	3.74E-04	1.86E-06
	NNRPIM	CM1	1.45E-02	-5.15E-03	-5.62E-03	4.13E-02	3.03E-02	1.30E-03	3.45E-02	1.96E-02	-7.57E-04
		CM2	1.10E-02	8.93E-03	3.69E-05	6.40E-02	4.70E-04	-9.65E-04	2.43E-02	1.25E-02	5.32E-05
		CM3	1.48E-01	5.41E-02	-1.64E-02	5.05E-01	3.14E-01	3.09E-03	4.83E-02	2.01E-02	-4.71E-03
		CM4	2.90E-02	4.80E-04	-1.30E-04	3.29E-04	5.91E-05	2.36E-06	4.48E-04	3.10E-04	-4.50E-06
M2	FEM	CM1	1.38E-02	-7.26E-03	-7.98E-03	3.84E-02	1.56E-02	-4.09E-03	3.54E-02	3.67E-03	-1.13E-02
		CM2	6.98E-03	6.49E-03	8.91E-04	5.93E-02	-2.80E-04	-3.27E-03	3.55E-02	2.16E-02	-9.15E-04
		CM3	2.02E-01	1.80E-02	-5.44E-02	4.78E-01	3.87E-01	6.70E-02	9.31E-02	2.82E-03	-3.10E-02
		CM4	3.10E-02	-1.32E-03	-3.06E-03	6.61E-04	-1.10E-05	-1.69E-04	1.08E-03	9.93E-04	2.64E-04
	RPIM	CM1	1.79E-02	-7.13E-03	-7.87E-03	4.17E-02	2.17E-02	-1.36E-03	3.29E-02	6.05E-03	-6.95E-03
		CM2	7.99E-03	6.36E-03	-1.49E-04	6.62E-02	2.71E-04	-7.68E-04	3.85E-02	2.42E-02	-1.68E-05
		CM3	2.50E-01	5.56E-02	-4.76E-02	6.08E-01	4.31E-01	5.14E-02	1.06E-01	1.77E-02	-2.19E-02
		CM4	3.25E-02	8.69E-04	6.81E-04	5.55E-04	4.19E-05	-1.10E-06	8.83E-04	6.38E-04	-5.05E-06
	NNRPIM	CM1	1.47E-02	-6.03E-03	-6.59E-03	5.49E-02	3.93E-02	2.81E-03	3.51E-02	1.73E-02	-9.09E-04
		CM2	8.20E-03	6.57E-03	-5.15E-05	6.98E-02	4.53E-04	-4.35E-04	3.99E-02	2.53E-02	1.18E-05
		CM3	2.70E-01	1.19E-01	-2.08E-02	6.67E-01	3.79E-01	2.57E-03	1.08E-01	4.92E-02	-8.37E-03
		CM4	3.47E-02	8.88E-04	2.43E-04	5.52E-04	3.98E-05	-3.15E-05	9.02E-04	6.05E-04	1.73E-05
M3	FEM	CM1	3.47E-03	-1.92E-03	-2.17E-03	1.82E-02	1.82E-02	4.81E-03	1.14E-02	6.39E-03	2.23E-04
		CM2	4.58E-03	4.23E-03	-1.60E-04	6.50E-02	8.17E-05	-2.59E-03	4.74E-02	2.89E-02	9.51E-05
		CM3	8.06E-02	-2.85E-02	-3.96E-02	1.47E-01	1.95E-01	6.21E-02	3.64E-02	-1.36E-03	-1.28E-02
		CM4	3.87E-02	7.43E-04	-8.63E-04	4.33E-04	4.23E-05	-8.32E-06	7.57E-04	5.39E-04	6.48E-05
	RPIM	CM1	9.35E-03	-3.14E-03	-4.43E-03	4.06E-02	3.67E-02	7.71E-03	2.37E-02	1.91E-02	-1.18E-03
		CM2	4.55E-03	4.17E-03	4.10E-05	6.91E-02	-3.88E-04	-1.67E-03	5.15E-02	3.26E-02	-1.85E-04
		CM3	1.70E-01	-1.96E-02	-5.63E-02	2.96E-01	3.28E-01	9.42E-02	6.52E-02	1.05E-02	-8.96E-03
		CM4	4.02E-02	7.59E-05	-6.19E-04	3.54E-04	8.81E-05	-1.04E-05	6.17E-04	3.20E-04	1.02E-05
	NNRPIM	CM1	8.42E-03	-2.71E-03	-3.54E-03	3.82E-02	2.92E-02	3.80E-03	2.71E-02	1.34E-02	-1.05E-04
		CM2	4.76E-03	4.39E-03	-4.02E-05	6.51E-02	3.28E-04	-4.54E-04	5.13E-02	3.25E-02	-1.21E-05
		CM3	2.39E-01	8.82E-02	-1.72E-02	4.70E-01	3.26E-01	1.08E-02	1.02E-01	4.30E-02	-1.73E-04
		CM4	4.30E-02	9.48E-05	-1.37E-04	4.33E-04	7.68E-05	-4.66E-06	7.87E-04	4.57E-04	1.40E-05

Tabela A.5.3 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P₃. Valores em MPa.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
M1	FEM	CM1	3.51E-03	-4.74E-04	-1.36E-03	4.28E-02	-7.46E-03	-2.02E-02	4.90E-02	1.40E-02	-9.18E-03
		CM2	6.58E-03	6.67E-03	2.09E-04	2.70E-02	1.23E-02	-1.88E-04	3.11E-02	2.52E-02	2.63E-04
		CM3	2.33E-03	9.42E-05	-8.67E-06	2.76E-02	5.24E-03	-7.70E-05	3.35E-02	2.44E-02	2.94E-04
		CM4	6.80E-01	2.82E-01	-8.71E-02	2.53E-01	1.53E-01	1.09E-02	1.99E-01	6.53E-02	-5.59E-02
	RPIM	CM1	4.60E-03	-1.18E-04	-1.37E-03	5.66E-02	-1.94E-02	-2.85E-02	6.00E-02	2.12E-02	-5.06E-03
		CM2	6.41E-03	6.24E-03	8.51E-06	3.19E-02	1.53E-02	1.20E-04	3.30E-02	2.59E-02	-3.90E-05
		CM3	1.89E-03	3.62E-05	-1.79E-04	3.06E-02	8.59E-03	2.60E-04	3.61E-02	2.57E-02	-5.70E-05
		CM4	8.14E-01	4.66E-01	5.16E-03	2.99E-01	1.27E-01	-2.98E-02	2.41E-01	1.35E-01	-7.53E-03
	NNRPIM	CM1	4.32E-03	2.10E-04	-8.28E-04	5.86E-02	-1.66E-02	-2.86E-02	6.88E-02	2.39E-02	-9.64E-03
		CM2	6.49E-03	6.35E-03	1.18E-05	3.20E-02	1.50E-02	3.21E-04	3.32E-02	2.56E-02	-1.30E-04
		CM3	2.04E-03	4.23E-05	-9.55E-05	3.13E-02	8.40E-03	4.85E-04	3.62E-02	2.55E-02	-1.63E-04
		CM4	9.89E-01	6.04E-01	2.97E-02	3.56E-01	1.50E-01	-3.81E-02	2.98E-01	1.68E-01	-5.79E-03
M2	FEM	CM1	2.66E-03	6.90E-04	-5.41E-04	4.36E-02	3.24E-03	-1.20E-02	5.31E-02	3.32E-02	1.29E-02
		CM2	4.56E-03	4.51E-03	1.56E-04	2.79E-02	5.01E-03	2.99E-04	3.76E-02	2.77E-02	7.01E-04
		CM3	3.47E-03	-9.56E-05	-3.23E-04	2.70E-02	1.90E-03	9.74E-05	4.02E-02	2.81E-02	5.25E-04
		CM4	6.57E-01	2.50E-01	-1.02E-01	2.94E-01	2.06E-01	3.17E-02	1.99E-01	7.91E-02	-7.11E-02
	RPIM	CM1	3.97E-03	1.42E-03	-4.60E-04	5.99E-02	-5.82E-03	-1.74E-02	7.11E-02	4.95E-02	6.29E-03
		CM2	4.80E-03	4.30E-03	-3.61E-05	3.22E-02	7.78E-03	2.91E-04	4.38E-02	3.17E-02	2.86E-04
		CM3	3.36E-03	6.15E-05	-9.17E-05	2.93E-02	4.06E-03	3.85E-04	4.73E-02	3.29E-02	2.78E-04
		CM4	7.84E-01	5.36E-01	5.29E-02	3.28E-01	1.25E-01	-3.49E-02	2.76E-01	2.07E-01	2.33E-02
	NNRPIM	CM1	5.03E-03	1.27E-03	-3.24E-04	7.62E-02	2.43E-03	-1.49E-02	8.22E-02	4.39E-02	-2.53E-03
		CM2	5.08E-03	4.56E-03	-1.73E-05	3.42E-02	8.12E-03	5.80E-05	4.38E-02	3.17E-02	5.28E-04
		CM3	3.91E-03	3.82E-05	-3.15E-05	2.99E-02	3.84E-03	2.00E-04	4.80E-02	3.34E-02	5.25E-04
		CM4	1.00E+00	5.95E-01	8.36E-03	4.22E-01	2.03E-01	-1.96E-02	3.62E-01	2.14E-01	4.12E-04
M3	FEM	CM1	1.47E-03	5.25E-04	-1.27E-04	1.32E-02	3.64E-03	-2.96E-03	3.83E-02	3.87E-02	1.05E-02
		CM2	2.54E-03	2.49E-03	4.31E-05	2.35E-02	4.53E-03	6.05E-04	4.85E-02	3.48E-02	-1.28E-04
		CM3	4.50E-03	3.24E-04	-5.72E-05	2.74E-02	1.79E-03	8.05E-04	5.20E-02	3.50E-02	-1.73E-04
		CM4	2.04E-01	-1.54E-02	-7.70E-02	7.14E-02	8.34E-02	2.38E-02	7.49E-02	3.57E-02	-1.01E-02
	RPIM	CM1	2.83E-03	1.78E-03	3.88E-05	2.65E-02	-2.90E-03	-1.03E-02	6.32E-02	5.03E-02	6.27E-03
		CM2	2.43E-03	2.37E-03	2.07E-05	2.53E-02	5.17E-03	3.84E-04	5.45E-02	3.95E-02	-6.13E-06
		CM3	4.51E-03	-1.05E-05	-9.70E-05	2.80E-02	3.00E-03	3.96E-04	5.91E-02	4.04E-02	-9.81E-05
		CM4	4.26E-01	2.97E-02	-8.92E-02	1.46E-01	1.39E-01	2.93E-02	1.16E-01	1.48E-02	-1.21E-02
	NNRPIM	CM1	2.52E-03	1.45E-03	-9.34E-05	4.80E-02	9.59E-03	-7.32E-03	5.91E-02	3.90E-02	-3.71E-03
		CM2	2.39E-03	2.33E-03	3.49E-06	2.37E-02	5.04E-03	1.37E-05	5.35E-02	3.83E-02	5.85E-04
		CM3	4.65E-03	3.88E-05	-5.22E-05	2.61E-02	2.68E-03	7.48E-05	5.82E-02	3.95E-02	5.33E-04
		CM4	6.01E-01	1.99E-01	-7.22E-02	2.15E-01	1.60E-01	1.67E-02	2.20E-01	8.41E-02	-3.65E-02

Tabela A.5.4 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P₄. Valores em MPa.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
M1	FEM	CM1	5.37E-04	-1.45E-05	-1.63E-04	1.85E-02	-2.83E-03	-7.76E-03	4.74E-02	-1.29E-02	-2.54E-02
		CM2	3.39E-02	2.15E-02	7.44E-03	1.25E-01	7.94E-02	2.72E-02	3.06E-02	-2.96E-04	-1.00E-02
		CM3	1.16E-02	5.65E-03	-2.98E-03	5.27E-02	1.42E-02	2.64E-03	4.73E-02	-1.52E-02	-2.59E-02
		CM4	4.72E-02	1.92E-02	-1.57E-02	2.41E-02	9.76E-04	-5.95E-03	8.12E-02	-4.35E-03	-3.50E-02
	RPIM	CM1	6.24E-04	-3.05E-05	-1.83E-04	2.30E-02	-1.38E-03	-6.20E-03	6.31E-02	-1.69E-02	-2.08E-02
		CM2	2.95E-02	9.80E-03	-2.80E-03	1.09E-01	3.04E-02	-2.09E-02	5.34E-02	-1.78E-02	-2.46E-02
		CM3	1.02E-02	8.00E-03	3.09E-04	5.37E-02	-3.85E-03	-8.76E-03	6.73E-02	-1.96E-02	-2.23E-02
		CM4	4.11E-02	2.66E-02	1.14E-03	2.80E-02	-2.88E-03	-8.73E-03	9.20E-02	-3.22E-03	-1.90E-02
	NNRPIM	CM1	6.25E-04	7.89E-06	-1.70E-04	2.21E-02	-6.48E-04	-6.11E-03	5.68E-02	-1.56E-02	-1.92E-02
		CM2	3.09E-02	1.46E-02	-1.10E-03	1.14E-01	4.96E-02	-9.99E-03	4.50E-02	-1.23E-02	-1.83E-02
		CM3	1.05E-02	6.86E-03	-7.27E-05	5.21E-02	5.12E-03	-7.38E-03	5.99E-02	-1.77E-02	-2.08E-02
		CM4	4.18E-02	2.21E-02	-1.61E-03	2.63E-02	-1.05E-03	-6.66E-03	8.84E-02	-1.99E-03	-2.11E-02
M2	FEM	CM1	7.53E-04	-1.34E-04	-2.81E-04	1.92E-02	-4.03E-03	-8.01E-03	5.42E-02	-1.58E-02	-2.32E-02
		CM2	8.60E-03	1.77E-03	-1.10E-03	4.94E-02	8.48E-03	-6.87E-03	3.04E-02	-1.63E-02	-1.87E-02
		CM3	8.91E-03	6.78E-03	2.37E-05	3.62E-02	-4.31E-03	-1.16E-02	5.73E-02	-1.60E-02	-2.43E-02
		CM4	2.74E-02	1.71E-02	-1.72E-03	2.27E-02	-5.89E-03	-1.04E-02	7.41E-02	-7.86E-03	-2.75E-02
	RPIM	CM1	9.82E-04	-8.97E-05	-2.96E-04	2.18E-02	-3.01E-03	-7.66E-03	7.28E-02	-1.54E-02	-1.89E-02
		CM2	1.21E-02	2.45E-03	-2.34E-03	6.74E-02	9.31E-03	-1.19E-02	5.54E-02	-1.21E-02	-2.00E-02
		CM3	1.31E-02	1.08E-02	2.24E-04	5.60E-02	3.08E-03	-1.72E-02	7.73E-02	-1.44E-02	-2.07E-02
		CM4	3.97E-02	2.97E-02	-4.74E-03	3.12E-02	-1.52E-03	-1.32E-02	8.66E-02	-8.35E-04	-2.49E-02
	NNRPIM	CM1	9.84E-04	3.51E-06	-2.51E-04	2.04E-02	-1.43E-03	-6.81E-03	6.71E-02	-8.52E-03	-1.64E-02
		CM2	1.23E-02	3.22E-03	-1.74E-03	6.68E-02	1.29E-02	-6.85E-03	4.62E-02	-9.11E-03	-1.62E-02
		CM3	1.36E-02	1.07E-02	-3.78E-04	5.21E-02	5.74E-03	-1.47E-02	7.19E-02	-7.01E-03	-1.80E-02
		CM4	4.10E-02	3.01E-02	-5.37E-03	2.70E-02	-6.62E-04	-1.22E-02	8.72E-02	9.87E-03	-2.44E-02
M3	FEM	CM1	4.56E-04	1.32E-04	-8.45E-05	9.95E-03	1.92E-03	-2.97E-03	4.46E-02	9.43E-03	-9.15E-03
		CM2	4.76E-03	2.92E-03	2.15E-04	4.66E-02	2.94E-02	3.02E-03	2.45E-02	4.86E-03	-2.77E-03
		CM3	9.93E-03	5.03E-03	-8.92E-04	2.95E-02	1.41E-02	-1.43E-03	4.65E-02	9.90E-03	-9.19E-03
		CM4	2.55E-02	1.19E-02	-3.08E-03	1.30E-02	3.69E-03	-3.22E-03	5.26E-02	1.09E-02	-1.13E-02
	RPIM	CM1	6.28E-04	1.25E-04	-1.40E-04	1.45E-02	2.44E-03	-2.70E-03	5.89E-02	1.10E-02	-1.55E-02
		CM2	8.12E-03	3.55E-03	-1.30E-03	7.83E-02	3.33E-02	-1.24E-02	3.64E-02	2.15E-03	-1.48E-02
		CM3	1.81E-02	1.23E-02	1.63E-03	5.38E-02	2.03E-02	-1.27E-02	6.07E-02	1.24E-02	-1.74E-02
		CM4	4.36E-02	2.85E-02	-4.58E-04	2.29E-02	6.95E-03	-7.19E-03	7.14E-02	2.41E-02	-1.54E-02
	NNRPIM	CM1	5.12E-04	1.45E-04	-8.91E-05	1.35E-02	2.39E-03	-1.54E-03	5.22E-02	9.78E-03	-1.08E-02
		CM2	7.54E-03	4.32E-03	-7.80E-04	7.25E-02	3.95E-02	-6.40E-03	2.75E-02	1.93E-03	-1.29E-02
		CM3	1.68E-02	9.29E-03	6.27E-04	4.71E-02	2.45E-02	-1.12E-02	5.38E-02	1.09E-02	-1.27E-02
		CM4	4.14E-02	2.26E-02	-2.16E-03	1.98E-02	8.12E-03	-7.33E-03	7.25E-02	2.06E-02	-1.26E-02

Tabela A.5.5 - Valores de tensões obtidas, σ_{ef} , σ_{11} , σ_{22} , para o ponto de interesse P₅. Valores em MPa.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}	σ_{ef}	σ_{11}	σ_{22}
M1	FEM	CM1	3.63E-04	-2.81E-05	-1.66E-04	2.91E-02	-1.25E-02	-1.53E-02	8.14E-02	-3.34E-02	-4.44E-02
		CM2	1.52E-02	-6.46E-03	-8.72E-03	8.94E-02	-4.02E-02	-4.63E-02	9.14E-02	-3.49E-02	-4.89E-02
		CM3	6.05E-03	9.23E-03	3.94E-03	6.37E-02	-2.96E-02	-3.33E-02	8.90E-02	-3.62E-02	-4.83E-02
		CM4	3.74E-02	5.77E-02	2.47E-02	4.57E-02	-2.14E-02	-2.45E-02	8.96E-02	-3.74E-02	-4.88E-02
	RPIM	CM1	3.95E-04	6.58E-05	-1.59E-04	3.15E-02	-7.53E-03	-1.40E-02	8.83E-02	-1.72E-02	-4.21E-02
		CM2	1.67E-02	-5.44E-03	-7.19E-03	9.63E-02	-3.12E-02	-3.81E-02	9.94E-02	-1.61E-02	-4.64E-02
		CM3	7.79E-03	1.08E-02	3.62E-03	7.22E-02	-2.19E-02	-3.02E-02	9.71E-02	-1.89E-02	-4.60E-02
		CM4	4.56E-02	6.38E-02	2.14E-02	5.16E-02	-1.54E-02	-2.22E-02	9.77E-02	-2.09E-02	-4.65E-02
	NNRPIM	CM1	3.92E-04	7.07E-05	-1.40E-04	3.26E-02	-7.69E-03	-1.31E-02	8.98E-02	-1.70E-02	-3.86E-02
		CM2	1.77E-02	-5.31E-03	-6.98E-03	1.00E-01	-3.14E-02	-3.49E-02	1.00E-01	-1.53E-02	-4.17E-02
		CM3	8.02E-03	1.09E-02	3.41E-03	7.43E-02	-2.18E-02	-2.77E-02	9.85E-02	-1.86E-02	-4.20E-02
		CM4	4.86E-02	6.64E-02	2.05E-02	5.37E-02	-1.55E-02	-2.07E-02	9.97E-02	-2.09E-02	-4.29E-02
M2	FEM	CM1	5.79E-04	2.84E-06	-2.51E-04	3.18E-02	-7.20E-03	-1.74E-02	7.46E-02	-1.27E-02	-4.17E-02
		CM2	1.06E-02	-3.37E-03	-5.37E-03	7.92E-02	-2.30E-02	-4.43E-02	6.81E-02	-6.43E-03	-4.18E-02
		CM3	1.39E-02	1.96E-02	7.62E-03	7.41E-02	-2.18E-02	-4.10E-02	7.53E-02	-1.13E-02	-4.17E-02
		CM4	4.77E-02	6.86E-02	2.79E-02	5.45E-02	-1.49E-02	-3.10E-02	8.49E-02	-1.45E-02	-4.47E-02
	RPIM	CM1	8.62E-04	-4.18E-05	-2.72E-04	4.89E-02	-9.65E-03	-1.71E-02	1.18E-01	-2.06E-02	-4.22E-02
		CM2	1.49E-02	-4.02E-03	-4.64E-03	1.19E-01	-2.93E-02	-3.92E-02	1.09E-01	-1.53E-02	-4.17E-02
		CM3	1.95E-02	2.56E-02	7.08E-03	1.12E-01	-2.81E-02	-3.79E-02	1.20E-01	-1.98E-02	-4.30E-02
		CM4	7.24E-02	9.61E-02	2.66E-02	8.49E-02	-2.01E-02	-3.00E-02	1.34E-01	-2.30E-02	-4.69E-02
	NNRPIM	CM1	1.04E-03	-9.04E-05	-2.90E-04	5.78E-02	-1.35E-02	-1.84E-02	1.41E-01	-3.01E-02	-4.48E-02
		CM2	1.67E-02	-4.33E-03	-5.71E-03	1.37E-01	-3.67E-02	-4.28E-02	1.32E-01	-2.31E-02	-4.38E-02
		CM3	2.15E-02	2.85E-02	8.65E-03	1.30E-01	-3.51E-02	-4.19E-02	1.44E-01	-2.93E-02	-4.57E-02
		CM4	8.11E-02	1.08E-01	3.15E-02	9.88E-02	-2.60E-02	-3.27E-02	1.59E-01	-3.42E-02	-5.06E-02
M3	FEM	CM1	1.18E-03	-4.13E-04	-4.66E-04	7.95E-02	-2.96E-02	-3.58E-02	2.29E-01	-7.65E-02	-1.00E-01
		CM2	1.53E-02	-5.22E-03	-7.88E-03	2.07E-01	-8.84E-02	-1.06E-01	1.99E-01	-8.44E-02	-9.98E-02
		CM3	3.30E-02	4.75E-02	1.81E-02	1.70E-01	-7.11E-02	-8.41E-02	2.28E-01	-7.71E-02	-9.93E-02
		CM4	9.74E-02	1.46E-01	5.59E-02	1.24E-01	-4.97E-02	-5.89E-02	2.64E-01	-7.18E-02	-1.10E-01
	RPIM	CM1	1.00E-03	-2.51E-04	-3.87E-04	6.40E-02	-2.23E-02	-2.61E-02	1.77E-01	-5.85E-02	-7.44E-02
		CM2	1.46E-02	-3.74E-03	-5.86E-03	1.79E-01	-6.00E-02	-6.87E-02	1.45E-01	-4.36E-02	-6.85E-02
		CM3	3.43E-02	4.60E-02	1.48E-02	1.49E-01	-5.43E-02	-5.82E-02	1.72E-01	-5.39E-02	-7.24E-02
		CM4	9.35E-02	1.29E-01	4.13E-02	1.05E-01	-3.94E-02	-4.29E-02	2.07E-01	-6.47E-02	-8.50E-02
	NNRPIM	CM1	8.66E-04	-1.50E-04	-2.73E-04	5.87E-02	-1.67E-02	-2.21E-02	1.61E-01	-4.41E-02	-6.17E-02
		CM2	1.31E-02	-2.80E-03	-5.34E-03	1.65E-01	-4.33E-02	-6.14E-02	1.34E-01	-2.99E-02	-5.38E-02
		CM3	3.10E-02	4.07E-02	1.36E-02	1.37E-01	-3.88E-02	-5.21E-02	1.56E-01	-3.99E-02	-5.91E-02
		CM4	8.61E-02	1.15E-01	3.80E-02	9.63E-02	-2.86E-02	-3.76E-02	1.86E-01	-4.94E-02	-7.21E-02

Anexo 6

Os pontos seleccionados, P_6 , P_7 , e P_8 , para avaliar o deslocamento sofrido nos modelos de implantes complexos são listados nas seguintes tabelas apresentados neste anexo. O ponto P_6 avalia o deslocamento sofrido na parte direita da protése maxilar, o ponto P_7 na região central e P_8 na parte esquerda.

Tabela A.6.1 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P₆. Valores em mm.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			u _x	u _y	u	u _x	u _y	u	u _x	u _y	u
M1	FEM	CM1	-9.77E-07	3.38E-07	1.37E-06	-5.38E-06	9.31E-07	5.46E-06	-5.15E-06	1.93E-06	5.50E-06
		CM2	-2.75E-06	-5.81E-05	5.86E-05	-1.85E-05	-2.00E-04	2.03E-04	-1.46E-05	-4.61E-05	4.88E-05
		CM3	7.95E-06	2.48E-05	4.68E-05	-5.14E-05	-7.26E-05	1.44E-04	-1.23E-05	-6.44E-07	1.32E-05
		CM4	8.75E-05	1.22E-04	4.11E-04	-4.17E-05	-3.64E-05	1.34E-04	4.51E-05	2.50E-05	1.10E-04
	RPIM	CM1	-1.10E-06	3.66E-07	1.50E-06	-6.05E-06	1.09E-06	6.15E-06	-5.33E-06	2.03E-06	5.71E-06
		CM2	-3.55E-06	-6.87E-05	6.93E-05	-2.21E-05	-2.37E-04	2.41E-04	-1.59E-05	-5.43E-05	5.71E-05
		CM3	1.09E-05	2.96E-05	5.62E-05	-6.44E-05	-8.90E-05	1.78E-04	-1.25E-05	-1.47E-06	1.38E-05
		CM4	1.16E-04	1.46E-04	5.04E-04	-5.34E-05	-4.56E-05	1.70E-04	6.14E-05	2.92E-05	1.39E-04
	NNRPIM	CM1	-1.11E-06	3.77E-07	1.51E-06	-5.96E-06	1.08E-06	6.06E-06	-5.24E-06	2.01E-06	5.62E-06
		CM2	-3.43E-06	-6.84E-05	6.90E-05	-2.14E-05	-2.36E-04	2.40E-04	-1.56E-05	-5.40E-05	5.68E-05
		CM3	1.06E-05	2.90E-05	5.50E-05	-6.34E-05	-8.69E-05	1.74E-04	-1.24E-05	-1.25E-06	1.37E-05
		CM4	1.12E-04	1.43E-04	4.91E-04	-5.17E-05	-4.44E-05	1.65E-04	5.91E-05	2.86E-05	1.35E-04
M2	FEM	CM1	-1.33E-06	6.28E-07	1.77E-06	-5.35E-06	7.02E-07	5.41E-06	-4.42E-06	1.82E-06	4.80E-06
		CM2	-3.05E-06	-2.35E-05	2.48E-05	-1.86E-05	-1.08E-04	1.16E-04	-1.42E-05	-6.73E-06	1.60E-05
		CM3	1.02E-05	3.89E-05	7.57E-05	-5.08E-05	-8.51E-05	1.73E-04	-4.12E-06	1.46E-05	2.51E-05
		CM4	8.41E-05	1.18E-04	4.02E-04	-4.42E-05	-4.15E-05	1.49E-04	6.18E-05	2.70E-05	1.33E-04
	RPIM	CM1	-1.52E-06	6.84E-07	1.97E-06	-6.18E-06	8.91E-07	6.25E-06	-4.76E-06	1.99E-06	5.18E-06
		CM2	-3.65E-06	-2.68E-05	2.83E-05	-2.23E-05	-1.23E-04	1.33E-04	-1.59E-05	-7.33E-06	1.79E-05
		CM3	1.36E-05	4.57E-05	8.96E-05	-6.39E-05	-1.02E-04	2.10E-04	-2.35E-06	1.71E-05	2.99E-05
		CM4	1.09E-04	1.42E-04	4.91E-04	-5.52E-05	-5.12E-05	1.86E-04	8.17E-05	3.26E-05	1.69E-04
	NNRPIM	CM1	-1.52E-06	6.75E-07	1.96E-06	-6.02E-06	8.58E-07	6.09E-06	-4.56E-06	1.92E-06	4.96E-06
		CM2	-3.66E-06	-2.60E-05	2.75E-05	-2.19E-05	-1.20E-04	1.29E-04	-1.55E-05	-7.15E-06	1.74E-05
		CM3	1.32E-05	4.51E-05	8.82E-05	-6.23E-05	-1.00E-04	2.06E-04	-2.15E-06	1.70E-05	2.96E-05
		CM4	1.06E-04	1.38E-04	4.75E-04	-5.36E-05	-4.94E-05	1.79E-04	7.96E-05	3.13E-05	1.63E-04
M3	FEM	CM1	-8.33E-07	1.10E-06	2.24E-06	-4.77E-06	5.24E-07	4.84E-06	-4.12E-06	1.78E-06	4.50E-06
		CM2	-1.81E-06	-1.43E-05	1.62E-05	-2.52E-05	-1.19E-04	1.43E-04	-2.40E-05	1.32E-06	2.44E-05
		CM3	1.17E-05	4.18E-05	8.92E-05	-4.64E-05	-7.26E-05	1.63E-04	-7.32E-06	1.75E-05	3.16E-05
		CM4	7.17E-05	1.10E-04	4.04E-04	-3.00E-05	-3.06E-05	1.17E-04	6.60E-05	2.18E-05	1.35E-04
	RPIM	CM1	-1.08E-06	1.20E-06	2.45E-06	-5.54E-06	6.94E-07	5.63E-06	-4.25E-06	1.89E-06	4.67E-06
		CM2	-1.96E-06	-1.79E-05	2.03E-05	-2.69E-05	-1.47E-04	1.75E-04	-2.58E-05	1.66E-06	2.62E-05
		CM3	1.62E-05	5.32E-05	1.14E-04	-5.96E-05	-9.45E-05	2.12E-04	-5.98E-06	2.19E-05	4.01E-05
		CM4	9.46E-05	1.35E-04	4.99E-04	-3.76E-05	-3.90E-05	1.49E-04	8.61E-05	2.65E-05	1.71E-04
	NNRPIM	CM1	-1.01E-06	1.17E-06	2.38E-06	-5.35E-06	6.44E-07	5.43E-06	-4.03E-06	1.81E-06	4.43E-06
		CM2	-1.84E-06	-1.74E-05	1.98E-05	-2.63E-05	-1.43E-04	1.71E-04	-2.52E-05	1.59E-06	2.56E-05
		CM3	1.54E-05	5.17E-05	1.10E-04	-5.76E-05	-9.14E-05	2.05E-04	-6.09E-06	2.12E-05	3.89E-05
		CM4	9.24E-05	1.32E-04	4.87E-04	-3.70E-05	-3.76E-05	1.44E-04	8.34E-05	2.61E-05	1.67E-04

Tabela A.6.2 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P₇. Valores em mm.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			u _x	u _y	u	u _x	u _y	u	u _x	u _y	u
M1	FEM	CM1	-1.69E-07	2.25E-07	3.03E-07	-9.85E-06	-1.50E-06	1.84E-05	-1.47E-05	1.82E-05	2.66E-05
		CM2	3.69E-05	-8.51E-05	1.81E-04	1.45E-04	-3.31E-04	7.05E-04	4.34E-05	-7.63E-05	1.84E-04
		CM3	-3.28E-06	3.08E-05	4.91E-05	4.25E-06	-1.22E-04	2.15E-04	-1.44E-05	9.81E-06	3.15E-05
		CM4	3.50E-05	1.46E-04	1.71E-04	-2.42E-05	-5.07E-05	7.21E-05	-1.06E-05	6.89E-05	7.01E-05
	RPIM	CM1	-1.82E-07	2.23E-07	3.12E-07	-1.11E-05	-1.55E-06	2.06E-05	-1.64E-05	2.05E-05	2.99E-05
		CM2	4.43E-05	-1.02E-04	2.15E-04	1.75E-04	-3.94E-04	8.34E-04	5.18E-05	-9.01E-05	2.14E-04
		CM3	-3.80E-06	3.79E-05	6.08E-05	4.87E-06	-1.49E-04	2.61E-04	-1.69E-05	1.19E-05	3.59E-05
		CM4	4.32E-05	1.83E-04	2.15E-04	-2.90E-05	-6.49E-05	9.03E-05	-1.12E-05	8.56E-05	8.70E-05
	NNRPIM	CM1	-1.83E-07	2.23E-07	3.12E-07	-1.09E-05	-1.53E-06	2.02E-05	-1.60E-05	2.00E-05	2.91E-05
		CM2	4.42E-05	-1.01E-04	2.14E-04	1.74E-04	-3.92E-04	8.28E-04	5.20E-05	-8.99E-05	2.12E-04
		CM3	-3.87E-06	3.71E-05	5.93E-05	5.45E-06	-1.46E-04	2.56E-04	-1.63E-05	1.14E-05	3.47E-05
		CM4	4.23E-05	1.78E-04	2.09E-04	-2.83E-05	-6.29E-05	8.77E-05	-1.07E-05	8.29E-05	8.43E-05
M2	FEM	CM1	-3.09E-07	2.08E-07	4.43E-07	-1.12E-05	-1.90E-06	2.19E-05	-1.70E-05	2.29E-05	3.20E-05
		CM2	1.64E-05	-3.67E-05	7.55E-05	9.23E-05	-2.03E-04	4.19E-04	1.65E-05	-1.29E-05	5.71E-05
		CM3	-5.91E-06	4.75E-05	7.34E-05	8.02E-06	-1.35E-04	2.28E-04	-2.00E-05	3.83E-05	4.32E-05
		CM4	2.83E-05	1.44E-04	1.71E-04	-2.51E-05	-5.69E-05	8.29E-05	-1.54E-05	8.66E-05	8.86E-05
	RPIM	CM1	-3.45E-07	2.14E-07	4.84E-07	-1.27E-05	-1.82E-06	2.44E-05	-1.93E-05	2.61E-05	3.64E-05
		CM2	1.91E-05	-4.23E-05	8.67E-05	1.08E-04	-2.34E-04	4.79E-04	1.88E-05	-1.45E-05	6.39E-05
		CM3	-7.98E-06	5.79E-05	8.93E-05	1.27E-05	-1.65E-04	2.75E-04	-2.42E-05	4.65E-05	5.26E-05
		CM4	3.42E-05	1.80E-04	2.13E-04	-2.94E-05	-7.15E-05	1.02E-04	-1.74E-05	1.08E-04	1.11E-04
	NNRPIM	CM1	-3.42E-07	2.04E-07	4.79E-07	-1.24E-05	-1.85E-06	2.39E-05	-1.88E-05	2.56E-05	3.55E-05
		CM2	1.86E-05	-4.11E-05	8.43E-05	1.05E-04	-2.28E-04	4.67E-04	1.86E-05	-1.40E-05	6.23E-05
		CM3	-7.88E-06	5.69E-05	8.77E-05	1.26E-05	-1.62E-04	2.70E-04	-2.35E-05	4.58E-05	5.17E-05
		CM4	3.32E-05	1.74E-04	2.06E-04	-2.87E-05	-6.91E-05	9.84E-05	-1.69E-05	1.05E-04	1.07E-04
M3	FEM	CM1	-1.92E-07	3.41E-07	3.91E-07	-1.10E-05	-1.24E-06	1.96E-05	-1.96E-05	2.24E-05	3.20E-05
		CM2	9.74E-06	-2.17E-05	4.81E-05	9.43E-05	-2.10E-04	4.62E-04	1.99E-05	-1.14E-05	4.97E-05
		CM3	-6.68E-06	4.94E-05	8.21E-05	7.95E-06	-1.15E-04	2.09E-04	-2.03E-05	3.70E-05	4.32E-05
		CM4	2.55E-05	1.23E-04	1.50E-04	-2.17E-05	-3.78E-05	6.11E-05	-2.05E-05	7.98E-05	8.32E-05
	RPIM	CM1	-2.35E-07	3.54E-07	4.27E-07	-1.24E-05	-1.13E-06	2.19E-05	-2.19E-05	2.52E-05	3.58E-05
		CM2	1.21E-05	-2.67E-05	5.91E-05	1.15E-04	-2.53E-04	5.55E-04	2.32E-05	-1.26E-05	5.44E-05
		CM3	-9.05E-06	6.45E-05	1.07E-04	1.27E-05	-1.48E-04	2.65E-04	-2.29E-05	4.51E-05	5.28E-05
		CM4	3.20E-05	1.56E-04	1.90E-04	-2.59E-05	-4.83E-05	7.58E-05	-2.29E-05	9.85E-05	1.03E-04
	NNRPIM	CM1	-2.18E-07	3.44E-07	4.08E-07	-1.21E-05	-1.21E-06	2.13E-05	-2.11E-05	2.45E-05	3.46E-05
		CM2	1.18E-05	-2.60E-05	5.76E-05	1.12E-04	-2.47E-04	5.42E-04	2.27E-05	-1.23E-05	5.32E-05
		CM3	-8.66E-06	6.23E-05	1.04E-04	1.23E-05	-1.43E-04	2.57E-04	-2.19E-05	4.35E-05	5.09E-05
		CM4	3.09E-05	1.52E-04	1.84E-04	-2.50E-05	-4.72E-05	7.36E-05	-2.17E-05	9.57E-05	9.97E-05

Tabela A.6.3 - Valores obtidos do deslocamento para o ponto de interesse P₈. Valores em mm.

Modelo	Método	Caso Mecânico	Força à Direita			Força ao Centro			Força à Esquerda		
			u _x	u _y	u	u _x	u _y	u	u _x	u _y	u
M1	FEM	CM1	1.13E-07	1.76E-07	6.12E-07	-5.20E-07	-6.20E-07	6.18E-06	5.73E-05	5.80E-05	1.37E-04
		CM2	1.29E-06	-1.08E-04	1.09E-04	4.74E-06	-4.30E-04	4.33E-04	7.15E-05	-7.01E-05	1.47E-04
		CM3	1.08E-05	3.89E-05	4.44E-05	-4.28E-05	-1.59E-04	1.75E-0	5.66E-05	4.66E-05	1.33E-04
		CM4	1.06E-04	1.84E-04	2.63E-04	-3.71E-05	-6.34E-05	8.55E-05	9.75E-05	1.32E-04	2.31E-04
	RPIM	CM1	8.75E-08	1.52E-07	6.20E-07	-2.17E-07	-3.81E-07	6.63E-06	6.56E-05	6.58E-05	1.56E-04
		CM2	2.23E-07	-1.30E-04	1.31E-04	1.59E-06	-5.15E-04	5.19E-04	7.98E-05	-8.53E-05	1.67E-04
		CM3	1.37E-05	4.83E-05	5.51E-05	-5.42E-05	-1.95E-04	2.16E-04	6.45E-05	5.45E-05	1.51E-04
		CM4	1.35E-04	2.35E-04	3.34E-04	-4.78E-05	-8.22E-05	1.12E-04	1.19E-04	1.62E-04	2.78E-04
	NNRPIM	CM1	8.76E-08	1.49E-07	6.14E-07	-2.55E-07	-4.13E-07	6.36E-06	6.43E-05	6.44E-05	1.52E-04
		CM2	6.90E-07	-1.29E-04	1.30E-04	3.29E-06	-5.12E-04	5.15E-04	7.91E-05	-8.57E-05	1.65E-04
		CM3	1.33E-05	4.72E-05	5.39E-05	-5.26E-05	-1.92E-04	2.12E-04	6.34E-05	5.30E-05	1.48E-04
		CM4	1.30E-04	2.27E-04	3.23E-04	-4.61E-05	-7.95E-05	1.08E-04	1.16E-04	1.57E-04	2.70E-04
M2	FEM	CM1	1.66E-07	2.02E-07	7.05E-07	2.10E-06	1.41E-06	6.57E-06	8.13E-05	7.96E-05	1.87E-04
		CM2	8.81E-08	-4.69E-05	5.06E-05	8.21E-07	-2.67E-04	2.84E-04	9.47E-05	2.62E-05	1.82E-04
		CM3	1.69E-05	5.95E-05	7.48E-05	-4.43E-05	-1.72E-04	2.06E-04	8.99E-05	9.97E-05	2.14E-04
		CM4	1.04E-04	1.83E-04	2.74E-04	-3.73E-05	-6.82E-05	9.75E-05	1.32E-04	1.74E-04	3.12E-04
	RPIM	CM1	1.39E-07	1.88E-07	7.32E-07	2.46E-06	1.99E-06	7.79E-06	9.16E-05	9.00E-05	2.11E-04
		CM2	-6.64E-07	-5.47E-05	5.90E-05	-2.56E-06	-3.10E-04	3.30E-04	1.05E-04	2.86E-05	2.04E-04
		CM3	2.10E-05	7.36E-05	9.21E-05	-5.63E-05	-2.13E-04	2.55E-04	1.02E-04	1.17E-04	2.46E-04
		CM4	1.32E-04	2.33E-04	3.47E-04	-4.85E-05	-8.73E-05	1.25E-04	1.32E-04	2.14E-04	3.75E-04
	NNRPIM	CM1	1.36E-07	1.74E-07	7.06E-07	2.36E-06	1.84E-06	7.32E-06	9.02E-05	8.84E-05	2.07E-04
		CM2	-5.07E-07	-5.30E-05	5.73E-05	-1.73E-06	-3.01E-04	3.21E-04	1.04E-04	2.84E-05	2.00E-04
		CM3	2.05E-05	7.23E-05	9.04E-05	-5.48E-05	-2.09E-04	2.51E-04	1.01E-04	1.15E-04	2.42E-04
		CM4	1.28E-04	2.25E-04	3.35E-04	-4.67E-05	-8.42E-05	1.21E-04	1.55E-04	2.08E-04	3.65E-04
M3	FEM	CM1	2.74E-07	4.07E-07	8.28E-07	3.92E-06	3.72E-06	1.10E-05	8.72E-05	9.02E-05	2.08E-04
		CM2	7.66E-07	-2.75E-05	2.90E-05	7.49E-06	-2.74E-04	2.84E-04	1.05E-04	3.37E-05	2.19E-04
		CM3	1.56E-05	6.19E-05	7.53E-05	-2.97E-05	-1.45E-04	1.65E-04	9.72E-05	1.08E-04	2.38E-04
		CM4	8.67E-05	1.56E-04	2.31E-04	-2.09E-05	-4.11E-05	5.59E-05	1.32E-04	1.79E-04	3.23E-04
	RPIM	CM1	2.76E-07	4.09E-07	8.60E-07	4.62E-06	4.58E-06	1.23E-05	9.91E-05	1.02E-04	2.33E-04
		CM2	6.21E-07	-3.42E-05	3.62E-05	6.86E-06	-3.31E-04	3.45E-04	1.18E-04	3.78E-05	2.45E-04
		CM3	2.04E-05	8.14E-05	9.87E-05	-3.96E-05	-1.88E-04	2.16E-04	1.11E-04	1.26E-04	2.71E-04
		CM4	1.10E-04	1.99E-04	2.94E-04	-2.75E-05	-5.35E-05	7.40E-05	1.58E-04	2.16E-04	3.82E-04
	NNRPIM	CM1	2.66E-07	3.94E-07	8.22E-07	4.36E-06	4.21E-06	1.17E-05	9.70E-05	9.92E-05	2.27E-04
		CM2	6.08E-07	-3.32E-05	3.52E-05	6.74E-06	-3.23E-04	3.36E-04	1.16E-04	3.70E-05	2.39E-04
		CM3	1.97E-05	7.84E-05	9.51E-05	-3.81E-05	-1.82E-04	2.09E-04	1.09E-04	1.22E-04	2.64E-04
		CM4	1.07E-04	1.94E-04	2.86E-04	-2.70E-05	-5.26E-05	7.27E-05	1.53E-0	2.10E-04	3.71E-04